



TESIS DOCTORAL

*Nuevas perspectivas en el abordaje del sprint
en condición de fatiga: interacción entre el
binomio rendimiento-lesión.*

Autor:

Valentin Romero

Directores:

Dr. Pedro Jiménez Reyes
Dr. Miguel Ángel Fernández Del Olmo

Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

Escuela Internacional de Doctorado

2024

« Pourquoi croire quand on peut savoir ? »

Arnault Tzanck

Agradecimientos

Afin d'initier ces remerciements qui ne sont pas un exercice facile pour moi, je souhaiterais écrire quelques lignes en français afin de remercier ma famille. Merci à papa, maman et mon frère pour leur précieux soutien. Merci de m'avoir toujours encouragé, soutenu et d'avoir toujours cru en moi et ce peu importe le moment. Je sais que vous serez toujours là pour moi. Papa, maman, merci pour l'éducation que vous m'avez donnée, merci d'avoir toujours tout fait pour nous, de nous avoir toujours tout donné. Mon frère, merci de partager tout ça avec moi, je suis fier de voir la personne que tu deviens. J'ai conscience d'être extrêmement chanceux de vous avoir à mes côtés et vous êtes les piliers de ma vie. Merci également à mes grands-parents qui sont des personnes très importantes dans ma vie et même si mes grands-pères ne peuvent pas être témoins de cet événement, j'espère sont quand même qu'ils sont fiers de voir leur petit fils défendre son doctorat.

Un mot également pour remercier mes amis, ceux qui sont là depuis début. J'ai bien évidemment une pensée spéciale pour Dorian, toi qui es là depuis toujours. Merci d'être là au quotidien et pour tous les moments passés lors de ces 24 dernières années. Merci à Guillaume et Matthieu, après vous je réalise enfin mon rêve. Merci à l'alliance dissidente, Zov et Mozz pour les rires quotidiens.

Un grand merci également à mon professeur lors de mes études à Nice, le professeur Jean-Benoît Morin. C'est ce dernier qui m'a donné le goût de la recherche et qui m'a mis sur la voix de cette thèse. Je voudrais aussi remercier M. Pascal Bistarelli qui a toujours été un énorme soutien lors de mon passage à l'OGC Nice et qui a toujours souhaité le meilleur pour moi.

A mis directores de tesis, Pedro Jiménez Reyes y Miguel Ángel Fernández Del Olmo, por su dedicación y confianza. Pedro, te muchísimas gracias por acogerme aquí, por creer en mí y por acompañarme durante todo este camino. Más que con un director de tesis, termino estos años de investigación con un gran amigo.

A mi amigo y compañero de tesis, Adrián Castaño Zambudio, por haber empezado este viaje conmigo desde el primer día y haberlo terminado a mi lado. Gracias por estar siempre aquí cuando lo necesito y por siempre compartir conmigo.

A mi amigo Adrián Martínez Martín, gracias por todo el apoyo y por cada uno de los momentos compartidos. Desde las risas hasta los partidos, los entrenamientos y las comidas, has estado aquí, haciéndolos inolvidables. Eres una persona increíble.

A la familia Heras, Julia, Tomás y Bruno por su apoyo incondicional, por confiar siempre en mí, por sus consejos y por animarme en cada momento de estos últimos años.

Este viaje no habría sido posible sin la inspiración y el apoyo de cada persona que ha sido parte de mi vida en estos años. Vosotros me hacéis mejor. A todas las personas mencionadas, desde lo más profundo de mi corazón, gracias.

Resumen

Introducción

El fútbol es un deporte exigente que requiere habilidades técnicas y físicas, donde los jugadores deben cambiar de tarea con mucha frecuencia. Componentes de máxima intensidad, como acelerar, decelerar o esprintar, parecen ser clave para marcar la diferencia y anotar goles. Además, las demandas competitivas han experimentado un aumento en los últimos años, haciendo cada vez más desafiante mejorar el rendimiento. No obstante, esta mejora constante del rendimiento conlleva un cierto riesgo de lesiones. En específico, la musculatura isquiotibial representa la zona de lesión más frecuente en el fútbol constituyendo aproximadamente el 20% de todas las lesiones. Estas lesiones suelen ocurrir durante acciones que implican carreras de alta intensidad o sprints, sobre todo, durante los últimos 15 minutos de cada parte. Por lo tanto, el sprint, especialmente en situaciones de fatiga, es considerado el principal mecanismo de lesión en el fútbol. En concreto, las fases de “late-swing” o “early-stance” son las más arriesgadas, siendo el bíceps femoral la porción de los isquiotibiales más afectada. A pesar de los numerosos estudios publicados sobre el tema y el aumento en el conocimiento, las lesiones en los isquiotibiales siguen siendo un desafío para los clubes. No obstante, cabe destacar que el mecanismo de estas lesiones es complejo y multifactorial, lo que dificulta su comprensión. Además, los últimos trabajos sugieren que el fútbol continuará evolucionando con la tendencia de aumentar las exigencias físicas y las lesiones en los isquiotibiales ya están siguiendo la misma tendencia. En definitiva, el fútbol moderno supone un gran reto para los jugadores, ya que deben eludir las lesiones y mejorar su rendimiento físico.

Objetivos

Se ha planteado como objetivo general y principal para el presente escrito describir el impacto de la fatiga a nivel agudo y crónico en el rendimiento y la biomecánica del sprint. Esta tesis, detalla los siguientes objetivos específicos para cada uno de los estudios:

Estudio 1: La evaluación del impacto agudo de la fatiga mediante una prueba de repeticiones de sprints en los parámetros cinético-cinemáticos del sprint.

Estudio 2: La investigación del impacto agudo de la fatiga, inducida por una prueba de repeticiones de sprints en la biomecánica 3D de la pelvis.

Estudio 3: El estudio del impacto de un programa de entrenamiento basado en la capacidad de repetir sprints en los factores de rendimiento y cinemáticos del sprint.

Estudio 4: el análisis del impacto de un programa de entrenamiento basado en la capacidad de repetir sprints en el rendimiento del sprint, la resistencia y los factores fisiológicos.

Metodología

Estudio 1: se sometió a cincuenta y un futbolistas a un protocolo de fatiga tipo "Repeated Sprint Ability" (RSA) que incluyó un primer sprint de referencia, seguido de 2 bloques de 6 esfuerzos de 30 metros con 20 segundos de descanso entre cada sprint y 3.5 minutos entre bloques. Se evaluaron las capacidades mecánicas del sprint mediante un radar Stalker Acceleration Testing System (STATS II). Esta valoración proporcionó los siguientes parámetros: la velocidad máxima teórica; la fuerza máxima teórica; la potencia máxima; la orientación pico de la fuerza horizontal; la pérdida en la orientación de fuerza horizontal y los tiempos a 5, 10, 20 y 30 metros. Mediante esta información, se pudo trazar el perfil fuerza-velocidad correspondiente a cada jugador. Además, se llevó a cabo una evaluación de los parámetros cinemáticos del sprint mediante una cámara de alta velocidad con capacidad de capturar 240 imágenes por segundo. Después del procedimiento del análisis, se generó un kinograma para cada uno de los sujetos con el propósito de obtener una representación clara de la técnica de carrera durante la fase de máxima velocidad. Se consideraron los ángulos del tronco, las caderas y de las rodillas. A nivel estadístico, se realizaron comparaciones entre los datos pre y post RSA utilizando un t-test apareado para los parámetros cinéticos y un análisis tipo "cluster" para los parámetros cinemáticos.

Estudio 2: se evaluó a veintiocho jugadores en una única sesión, completando un protocolo RSA que consistió en dos bloques de 6 sprints de 30 m cada uno, con 20 segundos de descanso entre cada sprint y 3.5 minutos entre bloques. Después de este esfuerzo, se evaluó la cinemática en 3D de la pelvis mediante una prueba denominada "walk-test". Para ello, se utilizó un sensor inercial (LetSense Srl, Bologna, Italia) capaz de valorar los tres planos de movimiento (sagital, transversal y frontal) de la pelvis. Las posiciones registradas mediante el sensor proporcionaron los

parámetros espaciotemporales de la pelvis en 3D, incluyendo el “pelvic tilt”, “pelvic rotation” y “pelvic drop” antes y después del protocolo de fatiga. A nivel estadístico, se realizó un t-test apareado para analizar las variables discretas extraídas del sensor. Además, se llevó a cabo una prueba t apareada mediante un análisis tipo Statistical Parametric Mapping (SPM) junto con un análisis de “cluster”.

Estudio 3: se sometió a catorce jugadores a dos sesiones de evaluación, antes y después de completar un programa de intervención de 8 semanas de duración, diseñado para mejorar su capacidad de repetir sprints. Durante este periodo, los deportistas realizaron un total de 8 sesiones de entrenamiento específicas para optimizar sus habilidades en la repetición de sprints. Se evaluaron parámetros relacionados con el rendimiento del sprint, como los tiempos en 20, 30 y 20-30 m y parámetros específicos al RSA como el tiempo medio y total. Además, se analizaron los parámetros cinemáticos de la carrera, grabados con una cámara de alta velocidad (240 imágenes por segundo). Tras el análisis, se modelizó un kinograma de la técnica de carrera, analizando los ángulos del tronco, caderas, rodillas y el mecanismo de “kick-back”. A nivel estadístico, se empleó un t-test apareado para las variables de rendimiento junto con una ANOVA de medidas repetidas (un grupo; cuatro condiciones) para las variables cinemáticas. Además, se llevó a cabo un análisis “Smallest Worthwhile Change” (SWC) para poder identificar los cambios individuales.

Estudio 4: se sometió a veintidós jugadoras a dos sesiones de evaluación, realizadas antes y después de completar un programa de intervención de 6 semanas. Durante este periodo, las deportistas llevaron a cabo un total de 6 sesiones de entrenamiento destinadas a mejorar sus habilidades para repetir sprints. Las jugadoras se dividieron en 2 grupos: el primer grupo realizó cada semana 6 sprints de 30 m, recuperando 30 segundos entre cada uno de ellos, y el segundo grupo realizó cada semana 6 sprints de 30 metros recuperando, 15 segundos entre cada uno. Se evaluó el rendimiento a través de diversas variables, como el 30-15 Intermittent Fitness Test (IFT), 200 y 30 m, último sprint del RSA, tiempo medio para realizar el ejercicio de repetición de sprint (RSE) (RSA_{mean}) y la pérdida de rendimiento durante el RSE ($RSA_{\%Dec}$). Con el objetivo de medir la fatiga neuromuscular y las adaptaciones fisiológicas, se midieron los niveles de lactato y de amonio, la pérdida de altura de salto durante un salto en contra movimiento (CMJ) y el esfuerzo percibido (RPE). El análisis estadístico consistió en una ANOVA de medidas repetidas (dos grupos; dos

condiciones) para poder obtener los efectos principales “tiempo”, “grupo” y la interacción “grupo * tiempo”. Además, se llevó a cabo un t-test apareado cuyo objetivo era analizar la respuesta intra grupal.

Resultados

Estudio 1: La fatiga generó resultados similares en términos de parámetros cinéticos para todos los sujetos. Sin embargo, en relación con los datos cinemáticos, la respuesta de cada sujeto fue individual y no se puede generalizar. En este sentido, el análisis de tipo “cluster” reportó tres patrones de adaptación: el primer patrón de movimiento se refiere a los sujetos que mostraron una respuesta al RSE que tiende a aumentar el nivel de “strain” o tensión en los isquiotibiales. Esto se caracterizó por un aumento en la flexión del tronco, el "overstriding" y la extensión de la cadera contralateral. El segundo patrón cinemático identificado presentó adaptaciones mixtas en los sujetos. El último patrón de sprint analizado se describe como protector en relación con la generación de “strain” en los isquiotibiales, caracterizado por una reducción en la flexión del tronco, el "overstriding" y la extensión de la cadera contralateral.

Estudio 2: El RSE provocó una disminución en el control lumbo-pélvico. Después del protocolo de fatiga, se observaron cambios en la inclinación, rotación y oblicuidad de la pelvis. Esta incapacidad para limitar los movimientos de la pelvis puede influir directamente en el nivel de “strain” generado en los isquiotibiales.

Estudio 3: Un programa de entrenamiento basado en la capacidad de repetir sprints (RST) demostró mejorar variables clave en jugadores de fútbol, como el sprint de 0-20, 0-30 y 20-30 m. Además, se observaron mejoras en variables específicas relacionadas con el RSA, como RSA_{best} , RSA_{S7} , RSA_{mean} y RSA_{tt} . Antes del período de intervención, la mayoría de los sujetos presentaban un patrón de movimiento que favorecía la tensión en los isquiotibiales cuando se producía la fatiga. Este patrón se caracterizaba por un aumento en la flexión del tronco, el "overstriding", el mecanismo de “kick-back” y el aumento de la extensión de cadera para la pierna contralateral. Sin embargo, después de la intervención, la mayoría de los sujetos lograban reducir el impacto de la fatiga en la cinemática de la carrera, limitando la flexión del tronco y el patrón de “overstriding”.

Estudio 4: Se mostraron mejoras significativas, tanto en el grupo RST15 como en el grupo RST30 en el rendimiento en pruebas como el 30-15 IFT, 200 m, 30 m (con y sin fatiga), RSA_{dec} y RSA_{mean} . La fatiga neuromuscular, medida a través de la pérdida de salto durante un CMJ disminuyó después del período de intervención en ambos grupos. Además, se observaron adaptaciones fisiológicas con una disminución en la acumulación de lactato y amonio en sangre en condiciones de fatiga. Por último, se encontró que algunas adaptaciones eran más favorables, como en las pruebas de 200 y 30 m sprint y niveles de amonio, para el grupo que descansaba 30 segundos durante el RST.

Conclusiones

Estudio 1: Identificamos claramente que las adaptaciones en condiciones de fatiga fueron individuales, y que cada sujeto reaccionó de manera diferente ante un mismo protocolo. A pesar de ello, se observaron respuestas similares que conducen a una clasificación por grupos coherente.

Estudio 2: El análisis SPM reveló diferencias significativas durante la prueba de marcha entre las condiciones con y sin fatiga, evidenciando una disminución del control lumbo-pélvico. Además, el análisis de cluster permitió individualizar este enfoque al identificar a los sujetos sensibles a la fatiga.

Estudio 3: Se observó que un bajo volumen de entrenamiento condujo a mejoras en el rendimiento en sprints de 20 y 30 metros. Además, este tipo de entrenamiento no alteró la técnica de carrera en los primeros sprints y redujo las adaptaciones cinemáticas que generan tensión en los isquiotibiales durante la fatiga, como la reducción de la flexión del tronco y del patrón de "overstriding".

Estudio 4: El RST generó mejoras en el rendimiento en las variables del RSA y en otros factores de rendimiento medidos, como la velocidad durante el 30-15 IFT o en el 200 m. Estas mejoras pueden explicarse a través de las adaptaciones fisiológicas observadas en los niveles de lactato sanguíneo y amonio. Cabe destacar que estas adaptaciones se lograron con un bajo volumen de entrenamiento. Además, se observó que el grupo que descansó 30 segundos parece haber progresado en una medida más significativa que el grupo con 15 segundos de recuperación en variables como el 30, 200 m y nivel de amonio.

En líneas generales, la fatiga suele tener efectos perjudiciales en el rendimiento y la biomecánica del sprint. No obstante, hemos observado que era posible mitigar estos cambios mediante un RST. Este enfoque presenta numerosas ventajas, ya que se proporcionó adaptaciones positivas incluso con un bajo volumen de entrenamiento. Además, destacó por su eficiencia en términos de tiempo, mejorando el rendimiento en sprints, actividades aeróbicas y sprints largos. A su vez, limita el impacto de la fatiga en el rendimiento. Estas mejoras podrían explicarse mediante las adaptaciones fisiológicas subyacentes a este tipo de entrenamiento.

Palabras clave: sprint, biomecánica, fatiga, strain, fútbol, rendimiento, fisiología.

Índice

Agradecimientos	3
Resumen	5
Índice de tablas	13
Índice de figuras	14
Abreviaturas.....	15
Glosario	17
1. Introducción	19
1.1 Análisis del fútbol.....	23
1.2 Epidemiología	27
1.3 Riesgos de lesión	30
1.3.1 Factores de riesgo intrínsecos y modificables	30
1.3.2 Factores de riesgo intrínsecos y no modificables	33
1.3.3 Factores de riesgo extrínsecos y modificables	35
1.3.4 Factores de riesgo extrínsecos y no modificables	36
1.4 Anatomía de la musculatura isquiotibial	38
1.5 Mecanismo lesional	41
1.6 Características del sprint y lesiones en los isquiotibiales	43
1.6.1 Caracterización del sprint.....	43
1.6.2 Ciclo de carrera	44
1.6.3 La fase de “late-swing” y sus implicaciones en el riesgo lesional	46
1.6.4 La fase de “early-stance” y sus implicaciones en el riesgo lesional	49
1.6.5 La transición “Swing-Stance” y sus implicaciones en el riesgo lesional	51
1.7 Factores biomecánicos y lesiones en los isquiotibiales	51
1.8 Papel fundamental de la fatiga	55
1.8.1 Fisiología de la fatiga.....	55
1.8.2 Activación y tensión muscular en condiciones de fatiga	60
1.8.3 Adaptaciones cinemáticas en condiciones de fatiga.....	62
1.8.4 Otros factores relacionados con la fatiga	67
1.9 Reducción del riesgo de lesión	67
2. Objetivos, hipótesis y variables de la tesis	72

2.1.	Estudio 1: Effects of Fatigue Induced by Repeated Sprints on Sprint Biomechanics in Football Players: Should We Look at the Group or the Individual?.....	73
2.2.	Estudio 2: Effects of Fatigue Induced by Repeated Sprints on 3D Pelvic Kinematics During the Gait Cycle: A Statistical Parametric Mapping and Individual Approach	74
2.3.	Estudio 3: Enhancing Sprint Performance and Biomechanics in Semi-Professional Soccer Players through Repeated Sprint Training	75
2.4.	Estudio 4: Effects of Repeated-Sprint Training on sprint performance, and blood metabolites in women professional soccer players	76
3.	Artículos	79
3.1.	Estudio 1: Effects of Fatigue Induced by Repeated Sprints on Sprint Biomechanics in Football Players: Should We Look at the Group or the Individual?.....	79
3.2.	Estudio 2: Effects of Fatigue Induced by Repeated Sprints on 3D Pelvic Kinematics During the Gait Cycle: A Statistical Parametric Mapping and Individual Approach	102
3.3.	Estudio 3: Enhancing Sprint Performance and Biomechanics in Semi-Professional Football Players through Repeated Sprint Training.	123
3.4.	Estudio 4: Effects of Repeated-Sprint Training on sprint performance, and blood metabolites in women professional soccer players.	145
4.	Discusión	171
4.1.	Discusión general	171
4.2.	Aplicaciones prácticas	190
4.3.	Limitaciones.....	190
4.4.	Futuras líneas	192
5.	Conclusiones	195
6.	Referencias.....	199

Índice de tablas

Tabla 1. Factores de riesgo en los isquiotibiales.

Tabla 2. Principales resultados cinemáticos reportados en condiciones de fatiga.

Tabla 3. Ejemplo de tabla con medias, porcentajes de cambio y tamaños del efecto.

Tabla 4. Ejemplo de tabla con medias, porcentajes de cambio, tamaños del efecto y probabilidades.

Tabla 5. Cálculo del Smallest Worthwhile Change (SWC) y su representación.

Índice de figuras

Figura 1. Ilustración y disección del muslo posterior que muestra la anatomía general de los isquiotibiales.

Figura 2. Longitudes musculares y tendinosas de los isquiotibiales.

Figura 3. Presentación esquemática de una lesión de cizallamiento en el músculo esquelético y su regeneración.

Figura 4. Momentos claves, angulaciones de la cadera y rodilla y activación de los isquiotibiales a lo largo del ciclo de carrera.

Figura 5. Gráficos promediados normalizados en función del tiempo para los momentos articulares de la rodilla y la cadera durante el “swing-phase”.

Figura 6. Gráficos promediados normalizados en función del tiempo para los momentos articulares de la rodilla y la cadera durante la fase de apoyo.

Figura 7. Factores de la cinemática de carrera relacionados con el riesgo lesional en la musculatura isquiotibial, ya que aumentan la UMT de los isquiotibiales.

Figura 8. Comparación entre un musculo fatigado y otro no fatigado de control.

Figura 9. Cambios metabólicos durante el primero y el último sprint de un RSE y representación de las diferentes ecuaciones según la vía metabólica.

Figura 10. Modelo de prevención de lesiones en deportes de equipo (modelo TIP).

Figura 11. Ilustración de la estrategia presentada mediante la metáfora del caballo de Troya.

Figura 12. Ejemplo de una clasificación de tipo “cluster”.

Figura 13. Representación gráfica por boxplot.

Figura 14. Organización del microciclo en fútbol.

Abreviaturas

2D: 2 dimensiones.

3D: 3 dimensiones.

ACWR: Acute Chronic Workload Ratio.

APT: Anterior Pelvic Tilt.

BF: Biceps Femoris.

BF_{lh}: Biceps Femoris long head.

CMJ: Salto en Contra Movimiento.

DRF: Disminución de la Ratio de Fuerza.

E:R: Exercise:Rest (ratio).

F₀: Fuerza máxima teórica.

FIFA: Fédération Internationale de Football Association

H⁺: Ion de hidrógeno.

HSI: Hamstring Stain Injury, lesión en la musculatura isquiotibial.

IFT: Intermittent Fitness Test.

MDP: Most Demanding passage, momentos de máxima exigencia.

PCr: Fosfocreatina.

PFV: Perfil Fuerza-Velocidad.

P_i: Fosfato inorgánico.

P_{max}: Potencia máxima.

RF: Ratio de Fuerza.

RFD: Ratio of Force Development.

RPE: Rate of Perceived Exertion, escala de percepción del esfuerzo.

RSA: Repetead Sprint Ability.

RSA_{dec}: Porcentaje e indicador de la caída del rendimiento a lo largo de una prueba de repetición de sprints.

RSA_{mean}: Tiempo medio para completar la prueba de repetición de sprints.

RSA_{tt}: Tiempo total para completar la prueba de repetición de sprints.

RSE: Repetead Sprint Exercice.

RST: Repetead Sprint Training.

RTP: Return To Play, término inglés para indicar el momento de vuelta a la competición después de una lesión.

SM: Semimembranoso.

SPM: Statistical Parametric Mapping.

ST: Semitendinoso.

SWC: Smallest Worthwhile Change.

TIP: Team-sport Injury Prevention

UEFA: Union of European Football Associations

UMT: Unidad Musculo-Tendón.

V0: Velocidad máxima teórica.

VO_{2max}: máxima cantidad de oxígeno que un individuo puede utilizar durante un ejercicio.

WCS: Worst Case escenarios, momentos de maxima exigencia.

YYIRT: Yo-Yo Intermittent Recovery Test.

Glosario

Chance: probabilidad que algo ocurra.

Cluster analysis: análisis de conglomerados.

Cross-bridge attachment: Unión de puentes cruzados.

Groucho: patrón de carrera donde se exagera la flexión de rodilla.

Kick-back score: análisis cinemático donde se mide el ángulo de la cadera ipsilateral durante el momento de toe-off y el de la cadera contralateral durante el touchdown, con el objetivo de reportar un nivel de control lumbo-pélvico.

Late swing phase: parte final de la fase de balanceo.

Overstriding: patrón de carrera donde se junta una extensión de rodilla y una flexión de cadera exageradas en el final de la zancada.

Pelvic drop: caída de la pelvis.

Pelvic rotation: rotación pélvica.

Pelvic tilt: inclinación pélvica.

Repetead Sprint Ability: capacidad de repetir sprints.

Smallest Worthwhile Change: cambio mínimo en una medida para que se considere como cambio significativo.

Stiffness: rigidez muscular.

Strain: tensión generada en el tejido muscular.

Swing-stance transition: momento de transición que incluye dos momentos claves del sprint, el late swing y touchdown.

Toe-off: último momento de contacto entre el pie y el suelo.

Touchdown: momento del sprint donde el pie entra en contacto con el suelo.

Walk-test: prueba donde el sujeto tiene que andar y se le mide la cinemática de la pelvis.

Whipped: patrón de Carrera donde las extremidades inferiores actúan como un látigo.

Introducción

1. Introducción

“Football, fútbol, calcio, futebol, fußball, 足球, フットボール, soccer, футбол, piłka nożna, كرة القدم, jalkapallo, fotball”, en los cuatro rincones del mundo existe una palabra para el deporte más practicado y estudiado del planeta. Podemos encontrar más de 18 000 artículos registrados en Pubmed con la palabra clave "football" y más de 15 000 artículos si se busca la palabra clave "soccer". Superando en un 60% el número de artículos sobre tenis, el segundo más estudiado. El 98% de estas investigaciones se han publicado desde la década de los 80 (Kirkendall, 2020). La primera referencia encontrada en Pubmed data de septiembre de 1887 ('Notes and News', 1887), y presenta mayor similitud con el artículo de un periódico que promueve un evento deportivo que con el artículo científico que conocemos en la actualidad.

En 1857 se crea en Inglaterra el primer club de fútbol, el Sheffield Football Club. A raíz de ahí, el interés por este deporte creció considerablemente lo que supuso un aumento significativo en las inversiones financieras que aceleraron su desarrollo. Para ilustrar este punto, a día de hoy se estima que el coste financiero de las lesiones de jugadores del primer equipo europeo es de aproximadamente 500.000 € al mes (Ekstrand, 2013). Esto pone de manifiesto la estrecha relación que hay entre el rendimiento deportivo y el financiero. Por lo tanto, parece lógico que los clubes tengan gran interés en mantener a sus jugadores en buena forma. A pesar de estos esfuerzos, la tasa de incidencia de lesiones en el fútbol sigue siendo alta siendo la lesión de isquiotibiales la más sufrida (Ekstrand et al., 2011a, 2016, 2022; Jones et al., 2019; Woods et al., 2004).

Las lesiones en los isquiotibiales suelen ocurrir principalmente durante los sprints, especialmente cuando se realizan en condiciones de fatiga (Aiello et al., 2023; Woods et al., 2004). Según varios estudios la aparición de estas lesiones es multifactorial (Martins et al., 2024; Svensson et al., 2018). A pesar de que estamos en el punto de la historia con más conocimiento acerca de este tema, las lesiones en los isquiotibiales siguen siendo un problema de mayor importancia para los clubes (Ekstrand et al., 2016, 2022). A su vez, para poder comparar, investigar o estudiar, es necesario poder probar. Es aquí donde toma importancia el ejercicio de repetición de sprints (RSE), una de las formas menos costosa en tiempo y más efectiva para inducir fatiga en el sprint.

El fútbol es un deporte intermitente que requiere carreras de alta intensidad (Carling et al., 2012) y el ejercicio de repetición de sprints se basa en este principio para evaluar estas capacidades. Conocido literalmente como "Repeated Sprint Ability" (habilidad para repetir sprints, RSA). A partir de aquí surgió el "Phosphate Recovery Test" (Dawson et al., 1984), el cual inicialmente consistía en 20 sprints de 7 segundos intercalados con 30 segundos de recuperación, pero resultó ser demasiado exigente. Posteriormente fue modificado e incluyó 8-10 sprints de 5 segundos (30-35 metros) con 30 segundos de recuperación entre cada uno (Roberts et al., 1992). Más tarde, se desarrollaron y validaron numerosas pruebas de tipo RSA (Aziz et al., 2008; Gabbett, 2010; Glaister et al., 2009, 2010; Impellizzeri et al., 2008; Wragg et al., 2000). Hoy en día, disponemos de más de 47 protocolos de RSA, algunos con cambios de dirección y con pocas o muchas repeticiones y otros con una recuperación activa o pasiva (Kyles et al., 2023).

Cuando se trata de repetir sprints, se han descrito varios tipos de ejercicios que se ajustan a esta definición. El primero es el sprint intermitente, caracterizado por sprints de corta duración (<10 segundos) intercalados con períodos de recuperación lo suficientemente largos (60-300 segundos) como para permitir una recuperación casi completa del rendimiento durante los sprints. El segundo es el ejercicio de sprints repetidos, caracterizado por sprints de corta duración (<10 segundos), pero con períodos breves de recuperación (<60 segundos). La diferencia principal radica en que durante el ejercicio de sprints intermitentes, hay poca o ninguna disminución del rendimiento, mientras que durante el RSE se observa una marcada disminución en el rendimiento (Girard et al., 2011).

Desde un punto de vista práctico, existen tests de una sola serie comprendidos entre 5 y 15 repeticiones de 3 a 6 segundos de duración (15-40 metros) con salidas cada 20-30 segundos y recuperación activa entre ellas. También están los tests de series múltiples (3-5) con 5-10 repeticiones de 3-6 segundos de duración (20-40 metros) con salidas cada 20-120 segundos, y recuperación activa entre ellas. Por último, se encuentran las simulaciones de partidos o test de series múltiples (6-10) con sprints de 3 a 6 segundos de duración intercalados con carreras que incluyen salidas cada 60-120 segundos, a menudo divididas en 4 partes de 15 a 20 minutos o 2 partes de 30 a 45 minutos (Dawson, 2012).

A lo largo de este escrito, abordaremos diversos aspectos relacionados con el RSA, incluyendo la fisiología y la biomecánica del sprint. Aunque pueda parecer lógico o intuitivo, es importante destacar que un RSA tiene un impacto negativo en el rendimiento y que un protocolo de RSA inevitablemente reduce el rendimiento en el sprint con la aparición de fatiga (Girard et al., 2011). Esto se traduce en que se necesita más tiempo para recorrer la misma distancia. Además, en lo que respecta a las propiedades mecánicas del sprint, se observa una disminución significativa de la velocidad máxima teórica (V_0), de la potencia máxima y de la fuerza horizontal desarrollada (Edouard et al., 2018; Jiménez-Reyes et al., 2019; Morin, Samozino, et al., 2011). Resulta interesante que la fuerza total desarrollada parece no estar tan afectada por la fatiga, pero se aplica al suelo de manera menos eficiente en condiciones de fatiga (Edouard et al., 2018; Morin, Samozino, et al., 2011).

Además de la reducción en el rendimiento, es importante destacar que el organismo de cada sujeto experimenta cambios fisiológicos y biomecánicos en condiciones de fatiga (Boyas & Guével, 2011; Girard et al., 2011; Glaister, 2005; Huygaerts et al., 2020). De hecho, se han estudiado diversos parámetros, como la acumulación de metabolitos, la rigidez muscular (“stiffness”), y los componentes cinemáticos de la zancada de carrera, como el tiempo de vuelo, el tiempo de contacto con el suelo, longitud y la frecuencia de la zancada.

No obstante, cabe destacar que, dentro del ámbito de la biomecánica del sprint, se ha prestado escasa atención a la cinemática de la carrera en condiciones de fatiga. Se han documentado factores cinemáticos que pueden predisponer la lesión en los isquiotibiales, sin embargo, estas mediciones se realizaron en ausencia de fatiga (Bramah et al., 2018; Chaudhari et al., 2014; Schuermans, Van Tiggelen, Palmans, et al., 2017; Souza, 2016). Concretamente, solo dos estudios han intentado explorar la relación entre fatiga, sprint y lesiones en los isquiotibiales (Pinniger et al., 2000; Small et al., 2009). Además, es relevante señalar que estos dos estudios reportan resultados contradictorios, ya que en el primer estudio de Pinniger et al. (2000), los sujetos tendieron a adoptar un patrón de carrera que ofrecía mayor protección contra lesiones en los isquiotibiales. En contraste, Small et al. (2009) demostraron que los sujetos exhibían un patrón de carrera que podría aumentar el riesgo de lesiones en los isquiotibiales.

Es cierto que la discrepancia entre dos estudios no implica necesariamente que uno sea correcto y el otro erróneo. Más bien, refleja la complejidad inherente al análisis del movimiento humano. En línea con enfoques de prevención de lesiones, entrenamiento y rehabilitación, el análisis biomecánico del sprint debería apuntar hacia una evaluación individualizada. Cada individuo, atleta o jugador posee su propio patrón de sprint, y la capacidad de distinguir estas diferencias es fundamental para brindar un acompañamiento más efectivo desde una perspectiva de mejora del rendimiento y prevención de lesiones.

El principal problema de los estudios biomecánicos de laboratorios es que son difíciles de reproducir para su implementación en los clubes (Mendiguchia et al., 2022; Small et al., 2009), debido a que requieren conocimientos técnicos, alto presupuesto, tiempo e instalaciones específicas. Sin embargo, recientes estudios han utilizado nuevas tecnologías con el objetivo de facilitar el acceso al análisis biomecánico (Bramah et al., 2018; Lahti, Huuhka, et al., 2020; Wild et al., 2018). Actualmente, la mayoría de los móviles son capaces de grabar en cámara lenta a 240 imágenes por segundo, un estándar lo suficientemente alto para un estudio biomecánico. Además, estudios han empezado a validar el análisis 2 dimensiones (2D), mediante la correlación de ciertas variables que solo pueden medirse utilizando un dispositivo 3 dimensiones (3D). De esta manera, la mayoría de los parámetros cinemáticos que representan un riesgo para la lesión de los isquiotibiales se pueden visualizar fácilmente utilizando métodos de análisis del ciclo de carrera en 2D. Varias publicaciones han demostrado que las evaluaciones 2D de la inclinación del tronco hacia adelante y los ángulos de rodilla y tobillo en el plano sagital están altamente correlacionados con los sistemas de medición 3D y muestran una alta fiabilidad intra e inter test (Dingenen et al., 2018; Esculier et al., 2018; Leporace et al., 2023; Martinez et al., 2022; Pipkin et al., 2016; Vergeer et al., 2023). Continuando con lo expuesto anteriormente y para dar un ejemplo concreto, se ha descrito que los sujetos que corren con un tronco más inclinado hacia adelante presentan un mayor “anterior pelvic tilt” (APT) (Higashihara et al., 2015). Es cierto que el APT no se puede medir con un análisis 2D, pero la medición de la flexión del tronco es accesible con este tipo de análisis. Todos estos argumentos facilitan la implementación de estos métodos de laboratorio en clubes, que luego pueden convertirse en herramientas útiles en el campo para preparadores físicos, fisioterapeutas y médicos.

Como ya han mencionado algunos autores, el sprint representa una pieza más en el “puzzle” de las lesiones en los isquiotibiales (Edouard et al., 2023). Por ello, el objetivo de esta tesis doctoral será estudiar las nuevas perspectivas en el abordaje del sprint en condición de fatiga: interacción entre el binomio rendimiento-lesión.

1.1 Análisis del fútbol

En primer lugar, parece imprescindible analizar la actividad física generada por el fútbol, el deporte más popular en el mundo. Históricamente, el análisis del fútbol ha evolucionado junto con las nuevas tecnologías. Aunque existen estudios que remontan a la década de los años 70 (Brooke & Knowles, 1974; Reilly & Thomas, 1976), es gracias a las nuevas tecnologías que el análisis del fútbol se ha vuelto cada vez más preciso. El fútbol ha evolucionado de forma significativa en las últimas décadas, tanto en términos técnicos (Barnes et al., 2014; Yi et al., 2020) como físicos (Barnes et al., 2014; Bush et al., 2015). En efecto, el fútbol requiere de habilidades técnicas para poder regatear, pasar o disparar. Además del aspecto técnico, se debe tener en cuenta el aspecto físico. Así, el futbolista puede encontrarse en situaciones donde tiene que saltar, cambiar de dirección o luchar para ganar un duelo (Bangsbo, 1994). En relación con lo último, la locomoción de los jugadores abarca todos los espectros de intensidad (parado, marcha, carrera y sprint) (Bloomfield et al., 2007). Dada esta evidencia, los jugadores tienen que acelerar, decelerar y realizar carreras de alta intensidad de forma intermitente (Spencer et al., 2005). Por supuesto, cada posición es diferente, lo cual explica las diferencias significativas reportadas en la actividad de alta intensidad entre centrales, laterales, centrocampistas y delanteros (Dellal et al., 2011; Di Salvo et al., 2010; Djaoui et al., 2017). Cabe señalar que, según un consenso de la Fédération Internationale de Football Association (FIFA) y la Union of European Football Associations (UEFA), los umbrales de velocidad considerados en los análisis de la actividad de los jugadores son de $20 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ para la carrera a alta velocidad y $25 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ para el sprint.

Para entender las demandas en el fútbol es necesario destacar que durante los partidos oficiales, las distancias de carrera a alta velocidad y en sprint oscilan respectivamente entre 911-1.063 y 223-307 m (Gualtieri et al., 2023). Más específicamente, los futbolistas realizan entre 79 y 146 aceleraciones durante un partido y se estima que los jugadores recorren un promedio de 625 m por encima de $21 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (Dellal et al., 2011; Di Salvo et al., 2007, 2010; Djaoui et al., 2014). Además,

se realizan entre 17 y 80 sprints durante un partido (Burgess et al., 2006; Di Salvo et al., 2007; Vigne et al., 2010). Estos datos señalan que, durante un partido de 90 minutos, un jugador puede pasar entre 8-12% del tiempo total corriendo a alta intensidad o esprintando (Burgess et al., 2006; Di Salvo et al., 2007; Rampinini, Coutts, et al., 2007; Vigne et al., 2010). A pesar de que la mayoría de los sprints son inferiores a 20 m (Vigne et al., 2010), parece clave tener en consideración que el jugador arranca su sprint en movimiento lo que hace que tenga una alta probabilidad de alcanzar su pico de velocidad. El hecho de que los futbolistas tengan que esprintar nos indica que deben desarrollar dicha capacidad. En consecuencia, no es sorprendente que la mayoría de los jugadores (un 53,5% del total) tengan una velocidad máxima de carrera comprendida entre 32,0 y 33,9 km.h⁻¹ (Del Coso et al., 2020). De manera general, los valores máximos de velocidad de sprint registrados entre los futbolistas se establecen en un rango de 31 a 35 km.h⁻¹ (Mendez-Villanueva et al., 2011; Rampinini, Bishop, et al., 2007; Rampinini, Coutts, et al., 2007). Como se mencionó anteriormente, el fútbol ha evolucionado de manera significativa en los últimos años. Este argumento se ve respaldado por un estudio que examinó la evolución del rendimiento físico a lo largo de un periodo de siete temporadas en la liga inglesa. Durante ese periodo, la distancia total recorrida durante un partido fue aproximadamente un 2% mayor en la temporada 2012-13 en comparación con la 2006-07. Al igual que la distancia total, la distancia recorrida a alta intensidad y el número de acciones aumentaron respectivamente en un 30% (890 ± 299 vs 1.151 ± 337 metros) y un 50% (118 ± 36 vs 176 ± 46). Además, la distancia esprintando y el número de sprints aumentaron en aproximadamente un 35% (232 ± 114 vs 350 ± 139 metros) y un 85% (31 ± 14 vs 57 ± 20) (Barnes et al., 2014). En paralelo a estos cambios, los futbolistas también han evolucionado y han mejorado su tiempo de 0 a 20 metros y su velocidad máxima (Haugen et al., 2013). Sin embargo, no se sabe si el juego ha evolucionado porque el jugador ha mejorado o si es al contrario y que el jugador ha tenido que adaptarse a un fútbol cada vez más veloz.

Con el propósito de describir con mayor precisión las demandas planteadas por el fútbol, los investigadores han introducido un nuevo tema digno de estudio con los “Worst Case Scenarios” (WCS) o “Most Demanding Passages” (MDP) (momentos de máxima exigencia) (Oliva-Lozano et al., 2020, 2021). Estas nuevas investigaciones dan luz a las numerosas limitaciones proporcionadas por el análisis a través de la

cuantificación de promedios. Es cierto que las medias ofrecen una información valiosa, pero limitada, ya que puede que enmascaren ciertos detalles que serían conveniente destacar. Sin embargo, los estudios basados en los WCS reflejan claramente el hecho de que el fútbol es un deporte que requiere acciones de muy alta intensidad, y que estas acciones se realizan de forma intermitente (Castellano et al., 2022; Oliva-Lozano et al., 2023). De media, los jugadores realizan una acción de alta intensidad cada 61 segundos (Carling et al., 2012). En contraste con estos resultados, es posible que los jugadores se vean obligados a realizar una serie de acciones de alta intensidad en una breve ventana temporal (Rico-González et al., 2022). De hecho, se ha reportado que los jugadores cambian de actividad cada 3-5 segundos (Iaia et al., 2009). Profundizando en las acciones de alta intensidad, los jugadores alcanzan su pico de acciones de alta intensidad en los primeros quince minutos de cada parte. A partir de ahí, se ha reportado una disminución en este tipo de actividad y eso independientemente de la posición del jugador (Modric et al., 2022; Oliva-Lozano et al., 2023). Además, el fútbol proporciona contextos que dan lugar al desarrollo de acciones de muy alta intensidad con y sin balón. En efecto, un jugador puede esprintar para replegarse, realizar coberturas defensivas, romper líneas, correr por la banda, abrir o cerrar espacios con el objetivo de recuperar el balón (si su equipo no tiene la posesión) o bien desequilibrar la defensa rival (en el caso de que su equipo tenga el balón) (Caldbeck & Dos'Santos, 2022). Además, es fundamental destacar que son las acciones de alta intensidad descritas anteriormente las que generan una ventaja en el marcador (Faude et al., 2012). En la mitad de todos los goles analizado, Faude, Koch y Meyer (2012) describieron que el jugador que marcaba y el jugador que daba la asistencia realizaban un sprint previo.

La razón por la que hacemos tanto hincapié en las acciones de máxima intensidad es porque ciertos estudios ponen en relieve la necesidad de desarrollar las capacidades fisiológicas y neuromusculares, ya que los jugadores de los equipos exitosos muestran unas capacidades físicas superiores (Cometti et al., 2001; Haugen et al., 2013). Por implicación, los jugadores de las mejores ligas europeas son más rápidos que aquellos que juegan en ligas de menor importancia.

Además, se ha demostrado que los equipos menos exitosos experimentan mayores descensos en la distancia total de sprints recorrida durante el partido, lo que sugiere que la capacidad de realizar actividades de alta intensidad a lo largo de un

partido es muy importante (Bradley et al., 2009; Di Salvo et al., 2009; Mohr et al., 2003). Los jugadores de más alto nivel realizan más carreras de alta intensidad durante un partido y tienen un mejor desempeño en el test Yo-Yo Intermittent Recovery Test (YYIRT) que los jugadores profesionales de menor nivel (Mohr et al., 2003). De forma muy concreta, se calculó que el 10% de los jugadores más rápidos recorren un metro más por cada segundo pasado a máxima velocidad en comparación con el 10% de los jugadores más lentos. Plasmando esta evidencia al terreno de juego, esto significa que una diferencia de 0.04-0.06 segundos sobre una prueba de 20 metros se traduce en una ventaja o un retraso de 30-50 centímetros en el propio juego. Medio metro puede marcar la diferencia a la hora de ganar un duelo, recuperar un balón, ganar una posesión o marcar un gol (Haugen et al., 2014).

Vinculando actividad de alta intensidad y fatiga, nos damos cuenta de que la distancia recorrida a alta intensidad es la variable que produce la mayor fatiga aguda (Schimpchen et al., 2021). Entonces, parece fundamental preparar a los jugadores para estas demandas. Un aspecto interesante relacionado con este punto es que la distancia recorrida a alta intensidad y la distancia total esprintando tienden a disminuir durante la segunda parte del partido (Di Salvo et al., 2009). Sin embargo, los jugadores que reportaron menores disminuciones en el rendimiento en un RSA, realizaron más acciones de alta intensidad intercaladas con tiempos de recuperación cortos (≤ 20 y 30 segundos) en comparación con aquellos con mayores disminuciones (Carling et al., 2012). En paralelo a lo expuesto anteriormente, cabe destacar que la mayoría de los goles se marcan entre el minuto 76 y el 90, lo cual coincide con el período en el que la fatiga es más acusada (Kubayi & Toriola, 2019).

Por último y vinculando la actividad del futbolista con las lesiones, la literatura ha reportado resultados contrarios. Por un lado, las acciones de muy alta intensidad tienden a aumentar durante el "return to lay" (RTP) después de una lesión en los isquiotibiales. Esta tendencia parece amplificarse 1.5-2 meses después del RTP (Jiménez-Rubio et al., 2020; Raya-González et al., 2022). Por otro lado, estudios demuestran que después del RTP, la actividad de alta intensidad está reducida durante los partidos (Portillo et al., 2020; Whiteley et al., 2021). Por lo tanto, debe ser prioritaria la rehabilitación tras sufrir una lesión, ya que se debe preparar al jugador para que pueda aguantar un nivel de intensidad más alto o bien para que recupere su rendimiento anterior.

1.2 Epidemiología

Desde un punto de vista general, una lesión puede ser definida como "cualquier queja física sufrida por un jugador después de un entrenamiento o partido y eso independientemente de la necesidad de atención médica o de la pérdida de un entrenamiento o partido. Una lesión que provoca que un jugador reciba atención médica se denomina lesión de "atención médica", y una lesión en la cual un jugador no pueda participar plenamente en futuros entrenamientos o partidos se conoce como lesión de "pérdida de tiempo" (Fuller et al., 2006).

Se escogió la definición proporcionada por Fuller y su equipo debido a que varias investigaciones se basan en esta para poder definir si un jugador está lesionado (Arnason et al., 1996, 2004; Ekstrand et al., 2004). Sin embargo, una posible limitación al utilizar una definición de pérdida de tiempo es que depende de la frecuencia de las sesiones de entrenamiento y los partidos, lo que puede introducir sesgos al comparar diferentes niveles de juego (Hägglund, 2007). Cabe destacar que, además de la definición mencionada, numerosos estudios han tratado de clasificar las diferentes lesiones según sus características (Mueller-Wohlfahrt et al., 2013; O'donoghue, 1958; Peetrans, 2002; Pollock et al., 2014; Takebayashi et al., 1995; Valle et al., 2017).

Queda claro que las lesiones conllevan una pérdida de rendimiento (Arnason et al., 2004), pero no se puede omitir el coste financiero para los clubes (Ekstrand, 2013; Eliakim et al., 2020). En general, la tasa total de lesiones se sitúa entre 6.2 y 9.11 por cada 1000 horas de juego (Ekstrand et al., 2021; Jones et al., 2019; López-Valenciano et al., 2020; Stubbe et al., 2015). La incidencia de lesiones durante los entrenamientos se sitúa alrededor de 1.9-6.84/1000 horas, mientras que durante los partidos se sitúa entre 8.7-36.0/1000 horas (Bjørneboe et al., 2014; Ekstrand et al., 2021; Hägglund et al., 2013; Jones et al., 2019; López-Valenciano et al., 2020; Stubbe et al., 2015). Estos números ilustran claramente el hecho de que un jugador tiene más probabilidades de sufrir una lesión durante un partido que durante un entrenamiento (entre 6 y 8 veces más). La consecuencia práctica de los datos presentados es que un equipo de 25 jugadores puede prever enfrentarse a aproximadamente 50 lesiones por temporada (Ekstrand et al., 2011b).

Como era de esperar, la gran mayoría de las lesiones en el fútbol afectan al miembro inferior (Pfirrmann et al., 2016; Stubbe et al., 2015). Basándose en esta premisa, se debe anotar que la lesión más recurrente en el fútbol es la lesión muscular,

la cual representa entre el 31 y 41.2% % de todas las lesiones (Ekstrand et al., 2011a; Jones et al., 2019; Stubbe et al., 2015). Por tanto, un equipo de 25 jugadores puede esperar sufrir alrededor de 15 lesiones musculares por temporada (Ekstrand et al., 2011a). Además, dentro de las lesiones musculares, el 92% de todas estas lesiones afectan a los cuatro grupos musculares principales del tren inferior. La distribución es la siguiente: el 37-39.5% de las lesiones musculares afectan a los isquiotibiales, el 23% a los aductores, el 19% a los cuádriceps y el 13% a los gemelos (Ekstrand et al., 2011a; Jones et al., 2019). Dentro de ese listado, la lesión en los isquiotibiales se impuso en las dos últimas décadas dentro del fútbol profesional (Ekstrand et al., 2011a, 2016, 2022; Woods et al., 2004). La lesión en la musculatura isquiotibial es la más frecuente en los futbolistas y representa entre el 12 y el 24% de todas las lesiones (Ekstrand et al., 2022; Hallén et al., 2024; Jones et al., 2019; Stubbe et al., 2015; Woods et al., 2004). En otras palabras, si un jugador se lesiona, tiene un 12-24% de probabilidad para que la lesión afecte a los isquiotibiales. La tendencia descrita parece seguir un continuo, ya que la recurrencia de dicha lesión siguió aumentando en los últimos años (Ekstrand et al., 2016, 2022). Así, se han registrado tasas de incidencia de la lesión en los isquiotibiales de aproximadamente 1.2/1000 horas de fútbol, de 0.25-0.51/1000 horas durante los entrenamientos y de 1.54-4.77/1000 horas durante los partidos (Bjørneboe et al., 2014; Ekstrand et al., 2016). Una vez más, se destaca que los jugadores se lesionan significativamente más durante los partidos que durante los entrenamientos, en concreto 9 veces más. Además, estas lesiones en los isquiotibiales pueden causar alrededor de 90 días de baja y 15 partidos ausentados por temporada. Dicha lesión afecta al 20-22% de los jugadores cada temporada, haciéndoles perder un promedio entre 13.2 y 19.7 días por cada 1000 horas de fútbol (Ekstrand et al., 2011a, 2016, 2022; Woods et al., 2004). Por lo tanto, se puede esperar que cada club tenga entre 5 y 8 lesiones de isquiotibiales cada temporada (Ekstrand et al., 2011b, 2022; Woods et al., 2004).

Las lesiones en los isquiotibiales ocurren en la gran mayoría de los casos (57-70%) durante acciones que implican carreras de alta intensidad o sprints (Ekstrand et al., 2012, 2022; Klein et al., 2021; Woods et al., 2004). A su vez, cabe destacar que estas lesiones se producen cuando las carreras de alta intensidad se realizan en condiciones de fatiga. En otras palabras, la mitad de las lesiones en los isquiotibiales ocurren durante los últimos 15 minutos de cada parte (Ekstrand et al., 2022; Hawkins

& Fuller, 1999; Raya-González et al., 2020; Woods et al., 2004). Estudios han reportado que los jugadores suelen lesionarse más después de los periodos de pretemporada en verano o del post parón de invierno (Deehan et al., 2007; Read et al., 2018), pero también al final de la temporada (Deehan et al., 2007; Hawkins & Fuller, 1999). Por otra parte, no todos los músculos de los isquiotibiales tienen la misma propensión a sufrir lesiones. Varios estudios ilustran que entre el 53 y 83% de las lesiones en los isquiotibiales involucran directamente al bíceps femoral (Ekstrand et al., 2012, 2022; Woods et al., 2004).

Para un mayor entendimiento es crucial mencionar la recurrencia de dicha lesión. Según Fuller et al., (2006) una lesión recurrente se puede definir como aquella lesión del mismo tipo y en el mismo sitio que su predecesora, producida después de que un jugador vuelva a participar plenamente en la competición tras dicha lesión. Una lesión recurrente que ocurre dentro de los dos meses posteriores al RTP se denomina "recurrencia temprana", y una que ocurre más de 12 meses después del RTP se describe como "recurrencia tardía". Una vez más, los datos encontrados en la literatura son bastante preocupantes, debido a que entre el 12 y 18% de las lesiones en los isquiotibiales son reincidentes, y estas ocurren principalmente en los dos meses posteriores al RTP (Ekstrand et al., 2011a, 2022; Woods et al., 2004). No obstante, es más probable que la reincidencia se produzca durante un partido que durante un entrenamiento, lo cual concuerda con los estudios citados (Ekstrand et al., 2022).

En los párrafos anteriores se han descrito las demandas físicas del fútbol y las lesiones que conllevan ese deporte. Relacionando ambos temas, el fútbol ha evolucionado y las lesiones han seguido el mismo camino. Podemos apreciar un aumento en las lesiones en la musculatura isquiotibial en las dos últimas décadas. Sin embargo, si se analizan estudios más antiguos, se puede apreciar que la lesión de tobillo era la lesión predominante en el fútbol (Ekstrand & Gillquist, 1983; Ekstrand & Tropp, 1990; Nielsen & Yde, 1989). Por tanto, las demandas físicas de muy alta intensidad ha propiciado que las lesiones de isquiotibiales se posicionen a la cabeza (Ekstrand et al., 2016, 2022). Aunque las lesiones de isquiotibiales son moderadamente graves, con un tiempo promedio de recuperación de entre 8 y 28 días, siguen representando un desafío para los equipos en términos de prevención, rehabilitación y tasas de reincidencia (Ekstrand et al., 2016, 2022; Jones et al., 2019).

1.3 Riesgos de lesión

Para iniciar este propósito, es fundamental indagar en los factores de riesgo que pueden provocar una lesión para poder así comprender que las lesiones dificultan el progreso de los jugadores (Larruskain et al., 2022). Cabe destacar que los propios jugadores son conscientes de que el riesgo de lesión es palpable en su práctica del fútbol (Cardoso-Marinho et al., 2022). Por lo tanto, desde un punto de vista científico, algunos autores han intentado describir modelos generales de riesgo lesional (Bahr & Krosshaug, 2005; O'Brien et al., 2019; van Mechelen et al., 1992). Sin embargo, para ser más concretos, es posible segmentar los factores de riesgo. Así, un factor de riesgo puede ser intrínseco si depende del propio jugador o extrínseco si depende del entorno que lo rodea. Además, estos factores de riesgo pueden ser modificables o no.

1.3.1 Factores de riesgo intrínsecos y modificables

Numerosos estudios han intentado identificar factores de riesgo intrínsecos y modificables. Uno de los aspectos más estudiados es el de la fuerza y se han planteado diferentes enfoques en relación con este factor. Inicialmente, gran parte de la investigación se centró en las mediciones isocinéticas para predecir el riesgo de lesión en la musculatura isquiotibial. Así, autores han reportado un punto de partida representado por las ratios entre isquiotibiales y cuádriceps (I:C) durante contracciones concéntricas (I:C con). Sin embargo, esta medida fue puesta en duda por la comunidad científica, debido a que no toma en cuenta el papel funcional de los isquiotibiales durante la fase final del ciclo de carrera, lo cual implica una contracción excéntrica intensa (Chumanov et al., 2011; Thelen, Chumanov, Hoerth, et al., 2005; Yu et al., 2008). Por lo tanto, estudios posteriores se han enfocado en la misma relación (I:C), pero esta vez durante contracciones excéntricas para los isquiotibiales y contracciones concéntricas para los cuádriceps (I exc:Q con). En este sentido, Aagaard y sus colegas propusieron un ratio (I exc:C con) aceptable de 1:1 (Aagaard et al., 1995). Una ratio I:C más bajo sugiere una capacidad relativamente pobre de los isquiotibiales para actuar como “frenos” cuando ocurre simultáneamente una flexión de cadera y extensión de rodilla durante la parte final del ciclo de carrera. Esta combinación de resultados proporciona apoyo a la premisa de que la relación (I exc:C con) está relacionada con el riesgo de lesiones en los isquiotibiales (Croisier et al., 2008; Dauty et al., 2016; J. W. Y. Lee et al., 2018; Yeung et al., 2009).

Posteriormente, se han descrito otros factores relacionados con la fuerza que pueden influir en el riesgo de lesiones en la musculatura isquiotibial. De hecho, se ha demostrado que la falta de fuerza en los isquiotibiales conlleva a un mayor riesgo lesional (Freckleton et al., 2014; Lee et al., 2018). Se ha sacado una conclusión similar con respecto a la falta de fuerza excéntrica (Goossens et al., 2015; Timmins, Bourne, et al., 2016). Además, algunos estudios han introducido la noción de asimetría de fuerza entre extremidades como factor de riesgo (Croisier et al., 2008; Fousekis et al., 2011; Freckleton & Pizzari, 2013; Ribeiro-Alvares et al., 2020). Por otro lado, recientemente, se ha demostrado que la fuerza máxima horizontal (F_0) producida durante el sprint se asocia también a un mayor riesgo de lesión en los isquiotibiales (Edouard et al., 2021).

En relación con la fuerza, se deben tener en cuenta ciertas características musculares. Investigando la arquitectura del bíceps femoral, autores han observado que la longitud de las fibras musculares está relacionada con el riesgo de lesión. Parece probable que las fibras musculares más cortas favorezcan la lesión en los isquiotibiales (Kellis & Sahinis, 2022; Timmins, Bourne, et al., 2016). En relación con el argumento anterior, se ha propuesto que una reducción de la longitud óptima de contracción muscular aumenta el riesgo de reincidencia (Brockett et al., 2004). Lo cual significa que, si se compara el muslo lesionado con el no lesionado, la pierna lesionada presenta un pico de torque generado a longitudes de fibras más cortas. A raíz del último argumento se ha hipotetizado que esta disminución de la longitud óptima se debe a una disminución de los sarcómeros en serie (Brockett et al., 2004).

Además de los factores de fuerza y longitud de los fascículos, la activación muscular también aparece como un factor a tener en cuenta cuando se describen los factores de riesgo. En primer lugar, los datos experimentales de modelos animales han demostrado que los músculos totalmente estimulados son capaces de soportar mayores cantidades de tensión antes del fallo inducido por el estiramiento en comparación con los músculos parcialmente activados (Garrett et al., 1987). Más tarde, varios estudios han puesto de manifiesto la importancia de la coordinación de la activación muscular en el riesgo de lesión. Un reciente trabajo ha proporcionado evidencia de que si un jugador activa primero los erectores lumbares y segundo los isquiotibiales en vez de hacerlo al revés (durante una prueba de "Prone Hip

Extension”), tiene un 800% más de probabilidades de sufrir una lesión en los isquiotibiales (Schuermans, Van Tiggelen, & Witvrouw, 2017). También se han llevado a cabo estudios similares, pero más específicos de cara al sprint. Los resultados obtenidos han indicado que una menor actividad eléctrica (medida a través de EMG) en los músculos del tronco y en el glúteo mayor durante la fase de “swing” del sprint está asociada a un mayor riesgo de lesión en la musculatura isquiotibial (Schuermans, Danneels, Van Tiggelen, et al., 2017). Curiosamente, otro estudio ha demostrado que un mayor nivel de actividad en el músculo glúteo medio durante el ciclo de carrera está asociado con un mayor riesgo de lesión en los isquiotibiales (Franettovich Smith et al., 2017).

Sin embargo, en la literatura científica se han descrito otros factores de riesgo, como el control lumbo-pélvico. De hecho, estudios previos han señalado la interacción entre el control lumbo-pélvico y las lesiones en los isquiotibiales en jugadores de fútbol y béisbol (Chaudhari et al., 2014; Schuermans, Van Tiggelen, Palmans, et al., 2017). Estos estudios han considerado específicamente el “Anterior Pelvic Tilt” (APT) como un factor de riesgo para las lesiones en los isquiotibiales. Cuando ocurre el APT, se genera una flexión relativa de cadera y este patrón de movimiento resulta en un mayor alargamiento de los isquiotibiales debido a un aumento del brazo de palanca (Mendiguchia et al., 2024; Visser et al., 1990). Los argumentos mencionados sugieren que el APT influye directamente en la longitud y tensión de los isquiotibiales. En relación con el control lumbo-pélvico, también se ha identificado en algunos estudios que las lesiones en los isquiotibiales pueden estar asociadas con dolor lumbar o lordosis lumbar (Devlin, 2000; Hennessey & Watson, 1993; Watson, 1995).

Otro factor de riesgo descrito en la literatura es una falta de flexibilidad de los isquiotibiales o un rango de movimiento (ROM) reducido (Alonso et al., 2009; Clark, 2008; Witvrouw et al., 2003). Los argumentos presentados sugieren que la falta de flexibilidad o ROM pueden aumentar la tensión en la musculatura isquiotibial o reducir la longitud óptima del músculo.

Siguiendo con el análisis de los factores de riesgo, es importante destacar que un calentamiento inadecuado parece ser un factor que favorecer la lesión muscular (Safran et al., 1988; Worrell, 1994). Lo mismo ocurre con determinadas variables vinculadas al bienestar, como el sueño (Silva et al., 2020), la nutrición (Collins et al., 2021), la higiene bucal (Solleveld et al., 2015) y diversos factores psicológicos (Ivarsson et al., 2013).

Aunque se dedique un capítulo completo a la fatiga, cabe señalarla como un factor de riesgo. Aquí se analiza como factor de riesgo intrínseco y modificable, ya que la respuesta frente a una situación de fatiga es individual y puede cambiar en el caso de que se proporcione un entrenamiento adecuado. Sin embargo, la fatiga parece poner a los jugadores en condiciones musculares y biomecánicas que favorecen la aparición de lesiones (Mair et al., 1996; Small et al., 2009).

Los aspectos biomecánicos también deben tenerse en cuenta y, aunque se describen con más detalle a continuación, parece importante destacar que la cinemática del sprint al final y al inicio del ciclo de carrera también es un factor que debe tomarse en cuenta (Higashihara et al., 2015; Schuermans, Van Tiggelen, Palmans, et al., 2017; Sun et al., 2015).

1.3.2 Factores de riesgo intrínsecos y no modificables

En cuanto a los factores de riesgo intrínsecos no modificables, la mayoría de ellos son de gran importancia. En primer lugar, cuanto mayor es un jugador, mayores son las probabilidades de sufrir una lesión de isquiotibiales (Arnason et al., 2004; Freckleton & Pizzari, 2013; Green et al., 2020; Woods et al., 2004). De hecho, parece que la edad afecta a las cualidades estructurales (alteración de la arquitectura muscular, tipo de fibras musculares, área de sección transversal, rigidez) (Faulkner et al., 2008; Lexell, 1995; Timmins, Shield, et al., 2016) y neurológicas (denervación de las unidades motoras de umbral alto) (Roos et al., 1997; Webber et al., 2009).

Además, una lesión previa en los isquiotibiales también es un factor extremadamente importante, ya que influye en la recaída (Arnason et al., 2004; Fousekis et al., 2011; Freckleton & Pizzari, 2013; Green et al., 2020; Hägglund et al., 2006; Heer et al., 2019; Liu et al., 2012; van Beijsterveldt et al., 2013). Los datos que arrojan las investigaciones sobre este tema son claros, y se ha establecido que un jugador que ha sufrido una lesión muscular en los isquiotibiales tiene un 270% más de probabilidades de sufrir una recurrencia en las dos temporadas siguientes a ese primer episodio lesivo. Además, cabe señalar que este mismo riesgo aumenta hasta casi el 500% si la lesión anterior ocurre en la misma temporada (Green et al., 2020). Los mecanismos subyacentes parecen estar relacionados con cambios que afectan a los isquiotibiales en términos de fuerza, propiedades mecánicas específicas del sprint, ROM o propiedades musculares (Maniar et al., 2016; Mendiguchia et al., 2014; Sanfilippo et al., 2013; Silder et al., 2008; Timmins, Shield, et al., 2016). En esa misma

línea, cabe destacar que cuanto mayor es la lesión previa, mayor es el riesgo de reincidencia (Verrall et al., 2006).

Sin embargo, otras lesiones previas pueden influir en el riesgo de lesiones en los isquiotibiales. Se ha descrito que una lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) aumenta en un 70% las posibilidades de sufrir una lesión en los isquiotibiales. La misma observación se ha hecho con la lesión en el tríceps sural, dicha lesión aumenta el riesgo de lesión en los isquiotibiales en un 50% (Green et al., 2020). Cabe señalar que una lesión del LCA reduce la propiocepción de la rodilla, los niveles de fuerza de los músculos del muslo y altera la marcha (Abourezk et al., 2017; Katayama et al., 2004; Tashman et al., 2004). Con respecto a la lesión en el tríceps sural, se ha identificado que tras una lesión, el tríceps sural va reduciendo su actividad y por consiguiente, los isquiotibiales tienen que soportar una mayor carga de trabajo excéntrica durante el sprint y pueden no estar preparados para ello (Duhig et al., 2016; Schache et al., 2010). Además, se ha observado una mayor frecuencia de lesiones en los isquiotibiales en sujetos que han sufrido una lesión previa en los ligamentos del tobillo (Malliaropoulos et al., 2018).

El perfil genético de cada jugador también parece ser un factor que influye en el riesgo de lesión (John et al., 2020; Maestro et al., 2022; Pruna et al., 2017; Zouhal et al., 2023). En relación con esto, otro factor de riesgo que a veces se ha mencionado es el origen étnico de los jugadores lesionados. Se ha observado que los jugadores de raza negra parecen ser más propensos a sufrir lesiones en la musculatura isquiotibial (Woods et al., 2004). En este caso en particular, algunas teorías apuntan el hecho de que los jugadores de raza negra presentan un mayor APT y una mayor proporción de fibras rápidas. Basándose en este último argumento, se ha informado que los jugadores con una mayor proporción de fibras de tipo II en los isquiotibiales tienen más probabilidades de lesionarse (Garrett et al., 1984; Huygaerts et al., 2021; Lievens et al., 2022). Este último punto se debe a varios factores. En primer lugar, las fibras de tipo II son capaces de generar más tensión y, por lo tanto, también son más propensas a sufrir daños excéntricos (Beltran et al., 2012; Fridén et al., 1983). Enlazando, con el argumento anterior, se ha demostrado que las contracciones excéntricas dependen más de las unidades motoras de contracción rápida. En consecuencia, parece haber una mayor alteración de las unidades motoras de contracción rápida, lo cual se ha atribuido a sus líneas Z más estrechas y débiles

(Starbuck & Eston, 2012). En concreto, se ha observado que los jugadores con una predominancia de fibras de tipo II tienen un 530% más de probabilidades de sufrir una lesión en los isquiotibiales en comparación con los jugadores con una composición muscular considerada de tipo I (Lievens et al., 2022). Por último, se ha descrito que, a nivel anatómico, los isquiotibiales pueden presentar diferencias debido al ángulo de origen de cada uno de los músculos que los componen. La forma en que se originan puede afectar el riesgo lesional en los isquiotibiales (Afonso et al., 2021; Azzopardi et al., 2021).

1.3.3 Factores de riesgo extrínsecos y modificables

Recientemente, estudios han identificado la carga de entrenamiento como un factor de riesgo de lesiones. Para ser más concretos, los últimos estudios se centran en la "ratio carga de entrenamiento agudo:crónico" (ACWR). Cabe destacar que la gestión de la carga de entrenamiento a través del ACWR se ha asociado con el riesgo de lesión (Blanch & Gabbett, 2016; Bowen et al., 2017, 2020; Gabbett, 2016; Hulin et al., 2016; Malone et al., 2021). Completando la información proporcionada por el ACWR, un estudio retrospectivo ha demostrado que los equipos que realizan más sesiones de entrenamiento durante la pretemporada tienden a sufrir menos lesiones a lo largo de la temporada (Ekstrand et al., 2020). Además, parece fundamental gestionar la carga del entrenamiento y su evolución a lo largo de los ciclos de trabajo. Así, varios autores han demostrado que un aumento repentino del volumen de sprints es un factor de riesgo de lesión en los isquiotibiales (Duhig et al., 2016; Gregson et al., 2020; Nobari et al., 2021; Pizzari et al., 2020). Por el contrario, los jugadores que no están suficientemente expuestos a los sprints tienen más probabilidades de lesionarse que aquellos jugadores que reciben un estímulo adecuado de cara al sprint (Colby et al., 2018; Moreno-Perez et al., 2021). En resumen, parece que exista una curva óptima de estímulos en forma de "U" en la que la subexposición y la sobreexposición se asocian con un mayor riesgo de lesión en la musculatura isquiotibial (Malone et al., 2017).

Además de la carga de entrenamiento y sus variables asociadas, también se deben mencionar los factores relacionados con el entorno de los jugadores. Asimismo, es importante tener en cuenta los factores asociados al cuerpo técnico. Un claro ejemplo es la falta de comunicación entre el cuerpo médico y el cuerpo técnico, lo cual tiende a producir lesiones en los isquiotibiales (Ekstrand, Uebliacker, et al., 2023). Por

último, una rotación importante en el cuerpo técnico está asociada a un riesgo lesional en dicha musculatura (Ekstrand, Van Zoest, et al., 2023).

1.3.4 Factores de riesgo extrínsecos y no modificables

Como se ha explicado anteriormente, la tasa de lesiones es mayor durante los partidos en comparación con los entrenamientos (Bjørneboe et al., 2014; Ekstrand et al., 2021; Hägglund et al., 2013; Jones et al., 2019; López-Valenciano et al., 2020; Stubbe et al., 2015). De ello se deduce claramente que un jugador tiene más probabilidades de lesionarse durante un partido que durante un entrenamiento. Sin embargo, durante los propios partidos, es más probable que los jugadores se lesionen durante los últimos 15 minutos de cada parte (Ekstrand et al., 2011b; Woods et al., 2004). Además, está claro que la mayoría de las lesiones de isquiotibiales ocurren cuando el jugador está esprintando (Aiello et al., 2023; Woods et al., 2004) y que un aumento de la distancia recorrida a más de 21 km/h favorece a la lesión (Moreno-Perez et al., 2024). Teniendo en cuenta estos dos últimos argumentos, se puede deducir que la posición del jugador tiene un impacto en el riesgo lesional. Por implicación, se ha observado que los porteros tienen menos probabilidades de lesionarse que los jugadores de campo, debido a que realizan más acciones de alta intensidad (Hägglund et al., 2013; Woods et al., 2004).

Además de los factores mencionados anteriormente, el calendario supone un impacto importante en el riesgo de lesiones en los isquiotibiales, siendo los períodos de menos de tres días de descanso los que más impacto tienen sobre esta lesión (Carling et al., 2016). De forma complementaria el clima parece ser otro factor que puede influir en las lesiones (Lawrence et al., 2016). Por último, el riesgo de lesión también está regulado por el nivel de juego y a medida que aumenta el nivel, también lo hace el riesgo de lesión debido a las mayores exigencias físicas (Woods et al., 2004).

Concluyendo con los factores de riesgo, el punto clave es entender que un factor de riesgo aislado no explica la aparición de una lesión en los isquiotibiales. De hecho, se debe anotar que el mecanismo de las lesiones en los isquiotibiales es algo complejo y multifactorial (Buckthorpe et al., 2019; Lahti, Mendiguchia, et al., 2020; Mendiguchia et al., 2017). Todos los factores de riesgo mencionados se resumen en la **Tabla 1**.

Tabla 1. Factores de riesgo en los isquiotibiales.

Factores de riesgo	Intrínseco	Extrínseco
<p>Modificable</p>	 <ul style="list-style-type: none"> • H exc:Q con ratios (Aagaard et al., 1995; Croisier et al., 2008; Dauty et al., 2016; Lee et al., 2018; Yeung et al., 2009) • Déficit de fuerza en los isquiotibiales (Freckleton et al., 2014; Lee et al., 2018) • Déficit de fuerza excéntrica (Goossens et al., 2015; Timmins, Bourne, et al., 2016) • Diferencia de fuerza entre los isquiotibiales (Croisier et al., 2008; Fousekis et al., 2011; Freckleton & Pizzari, 2013; Ribeiro-Alvares et al., 2020) • Déficit de fuerza horizontal (F0) (Edouard et al., 2021)  <ul style="list-style-type: none"> • Coordinación y activación muscular inadecuadas (Franetovich Smith et al., 2017; Schuermans, Van Tiggelen, & Witvrouw, 2017) • Fibras musculares cortas (Kellis & Sahinis, 2022; Timmins, Bourne, et al., 2016) • Reducción de la longitud óptima de contracción muscular (Brockett et al., 2004)  <ul style="list-style-type: none"> • Bajo control lumbo-pélvico (Chaudhari et al., 2014; Schuermans, Van Tiggelen, Palmans, et al., 2017) • Factores biomecánicos/cinemática del sprint (Higashihara et al., 2015; Schuermans, Van Tiggelen, Palmans, et al., 2017; Sun et al., 2015)  <ul style="list-style-type: none"> • Calentamiento inadecuado (Safran et al., 1988; Worrell, 1994)  <ul style="list-style-type: none"> • Rango de movimiento reducido (Alonso et al., 2009; Clark, 2008; Witvrouw et al., 2003)  <ul style="list-style-type: none"> • Bienestar: sueño (Silva et al., 2020), nutrición (Collins et al., 2021), la higiene bucal (Solleveld et al., 2015) • Factores psicológicos (Ivarsson et al., 2013)  <ul style="list-style-type: none"> • Fatiga (Mair et al., 1996; Small et al., 2009) 	 <ul style="list-style-type: none"> • Carga de entrenamiento (ACWR) (Blanch & Gabbett, 2016; Bowen et al., 2017, 2020; Gabbett, 2016; Hullin et al., 2016; Malone et al., 2021) • Carga de entrenamiento específica al sprint (Colby et al., 2018; Duhig et al., 2016; Gregson et al., 2020; Moreno-Perez et al., 2021; Nobari et al., 2021; Pizzari et al., 2020)  <ul style="list-style-type: none"> • Falta de comunicación entre el cuerpo médico y el cuerpo técnico (Ekstrand et al., 2023)  <ul style="list-style-type: none"> • "Turnover", rotación importante en el cuerpo médico y técnico (Ekstrand, Van Zoest, et al., 2023).
<p>No modificable</p>	 <ul style="list-style-type: none"> • Edad avanzada (Arnason et al., 2004; Freckleton & Pizzari, 2013; Green et al., 2020; Woods et al., 2004)  <ul style="list-style-type: none"> • Genética (John et al., 2020; Maestro et al., 2022; Pruna et al., 2017; Zouhal et al., 2023) • Origen étnico (Woods et al., 2004)  <ul style="list-style-type: none"> • Lesión previa en los isquiotibiales (Amason et al., 2004; Fousekis et al., 2011; Freckleton & Pizzari, 2013; Green et al., 2020; Hägglund et al., 2006; Heer et al., 2019; Liu et al., 2012; van Beijsterveldt et al., 2013) • Otra lesión previa (rodilla, gemelos, tobillo) (Green et al., 2020; Malliaropoulos et al., 2018) • Tamaño de la lesión (Verrall et al., 2006)  <ul style="list-style-type: none"> • Tipo de fibras (Garrett et al., 1984; Huygaerts et al., 2021; Lievens et al., 2022) • Anatomía del origen de los isquiotibiales (Afonso et al., 2021; Azzopardi et al., 2021) 	 <ul style="list-style-type: none"> • Condiciones del propio partido (Bjorneboe et al., 2014; Ekstrand et al., 2021; Hägglund et al., 2013; Jones et al., 2019; López-Valenciano et al., 2020; Stubbe et al., 2015) • Momento del partido (últimos 15 minutos de cada parte) (Ekstrand et al., 2011b; Woods et al., 2004) • Sprint (Woods et al., 2004)  <ul style="list-style-type: none"> • Calendario (Carling et al., 2016) • Nivel competitivo (Woods et al., 2004)  <ul style="list-style-type: none"> • Posición (Hägglund et al., 2013; Woods et al., 2004)  <ul style="list-style-type: none"> • Clima (Lawrence et al., 2016)

1.4 Anatomía de la musculatura isquiotibial

Resulta necesario analizar la anatomía de la musculatura isquiotibial para poder entender mejor las cuestiones relacionadas con el rendimiento y las lesiones. El grupo muscular conocido como isquiotibiales se sitúa en la parte posterior del muslo y está formado por tres músculos: el bíceps femoral (BF), el semitendinoso (ST) y el semimembranoso (SM). Además, el BF se divide en una cabeza larga (BF_{lh}) y una cabeza corta (BF_{sh}) (**Figura 1**).

Los músculos BF_{lh}, ST y SM son biarticulares, ya que se extienden sobre las articulaciones de la cadera y la rodilla, mientras que sólo el BF_{sh} es un músculo mono articular. En cuanto a los orígenes e inserciones anatómicas, el BF_{lh}, el ST y el SM tienen su origen proximal en la tuberosidad isquiática. Cabe señalar que el ST tiene su origen un poco más abajo, en la superficie medial de la tuberosidad isquiática. Al mismo tiempo, el BF_{sh} se origina en el labio lateral de la línea áspera. En cuanto a la inserción distal, el BF se encuentra en la cabeza del peroné y el cóndilo lateral de la tibia, el ST en la tibia medial (pata de ganso) y el SM en el cóndilo medial de la tibia. Los BF_{lh}, ST y SM están inervados por el nervio ciático popliteo interno (nervio tibial, rama del nervio ciático) mientras que el BF_{sh} está inervado por la división peroneal del nervio ciático. Los isquiotibiales tienen principalmente la función de extender la cadera (BF_{lh}, ST y SM) y flexionar la rodilla (BF, ST y SM). Sin embargo, cada músculo va a desempeñar una función específica. Para ser más exacto, cuando la rodilla está flexionada, los músculos BF_{lh} y BF_{sh} participan en la rotación externa de la tibia, mientras que SM y ST participan en la rotación interna de la tibia. En cuanto al suministro vascular, los músculos posteriores del muslo dependen de las ramas perforantes de la arteria femoral profunda (Afonso et al., 2021; Azzopardi et al., 2021; Beltran et al., 2012; *Dorland diccionario enciclopédico ilustrado de medicina*, 2005; Kopydlowski et al., 2014; Rodgers & Raja, 2023; Silder et al., 2008; Stępień et al., 2019; R. Timmins et al., 2020; Woodley & Mercer, 2005).

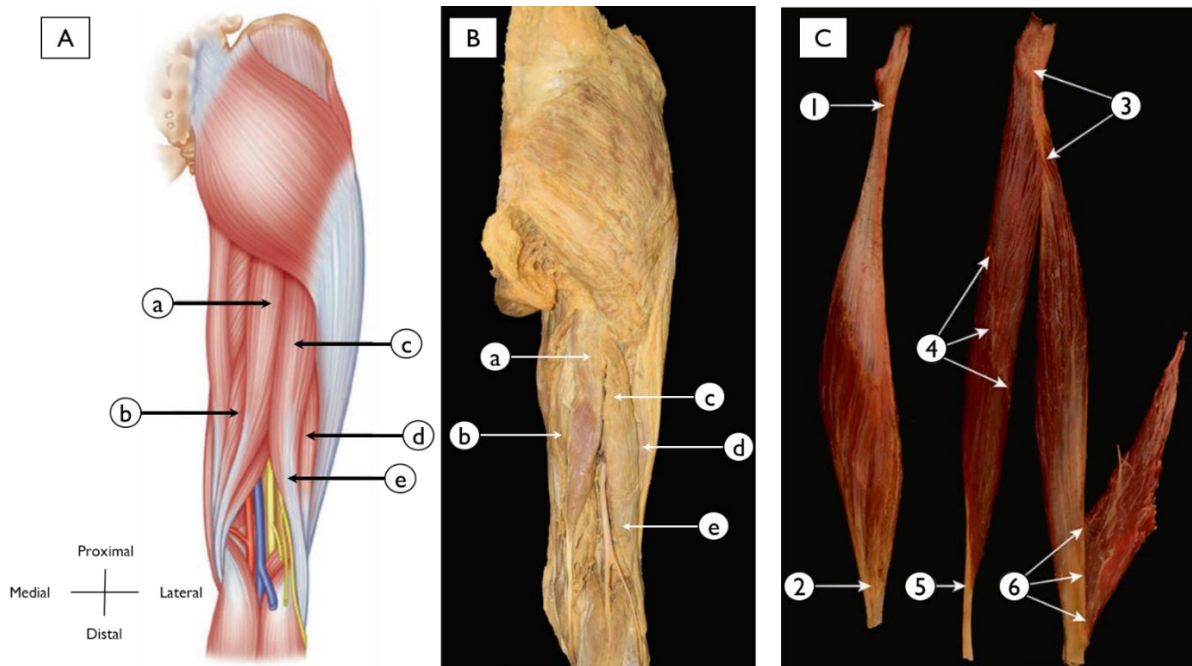


Figura 1. Ilustración (A) y disección (B y C) del muslo posterior que muestra la anatomía general de los isquiotibiales. Se conocen como isquiotibiales el ST (a) y SM (b) en el lado medial, y la cabeza larga (c, e) y la cabeza corta (d) del BF en el lado lateral. Además, se pueden identificar el tendón proximal del SM (1), el tendón distal del SM (2), el tendón conjunto del ST y BF lh (3), la inscripción tendinosa del ST (en forma de V invertida y llamada “raphe”) (4), el tendón distal del ST (5), el tendón distal común de la cabeza larga y corta del BF (6) (Kopydłowski et al., 2014; Stępień et al., 2019; Timmins et al., 2020).

Continuaremos con una descripción aún más detallada de los músculos que forman los isquiotibiales. Dichos músculos están formados por distintas partes. En la parte proximal se encuentran el tendón libre y la unión músculo-tendinosa. El cuerpo muscular está formado por fibras musculares, rodeadas por la aponeurosis. Pasando a la parte distal, se pueden observar la músculo-tendinosa y de nuevo la parte del tendón libre. El conjunto forma la unidad músculo-tendinosa del músculo. Cabe señalar que la longitud de cada uno de estos elementos varía según el músculo de que se trate como se puede observar en la **Figura 2**.

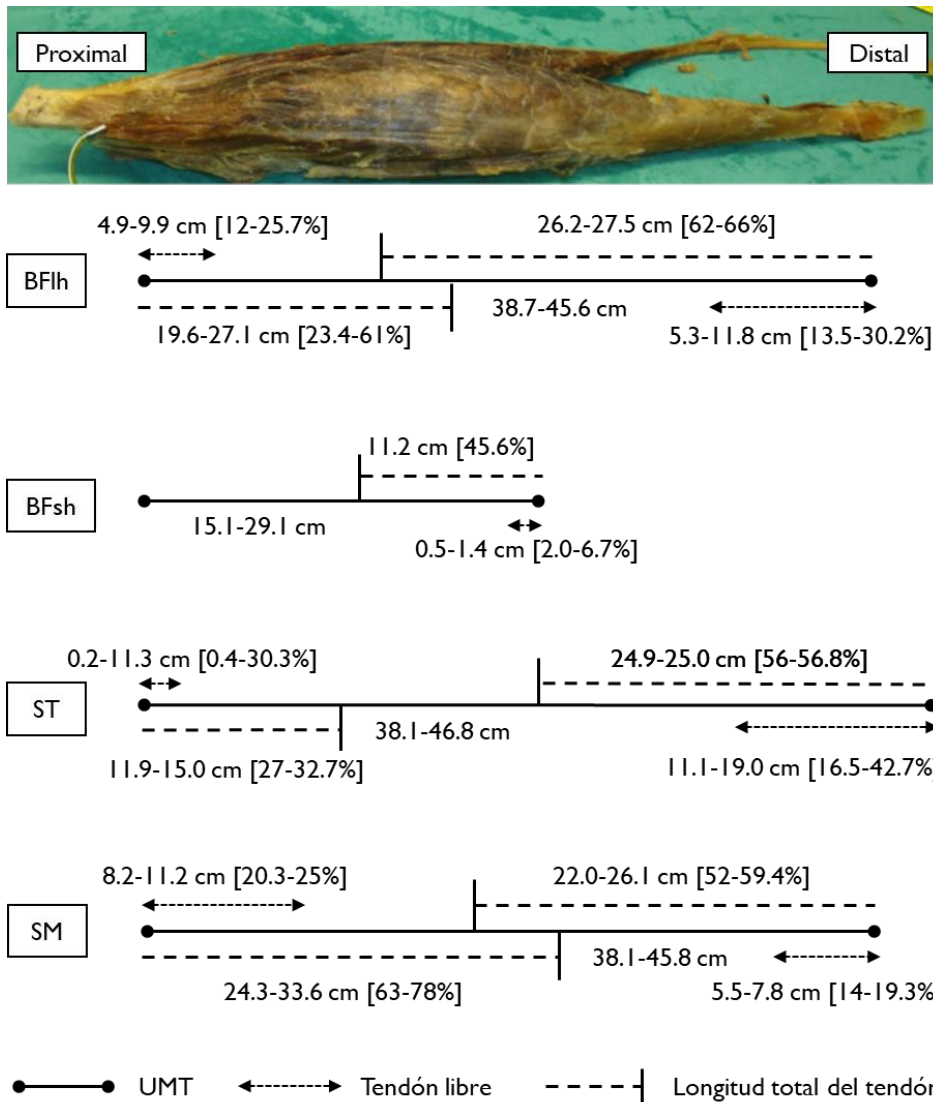


Figura 2. Longitudes musculares y tendinosas de los isquiotibiales. Valores indicativos de las longitudes de la unidad músculo-tendón, del tendón libre, del tendón distal y proximal de los músculos BFih, BFsh, ST y SM. Las longitudes se expresan en centímetros (cm) y los valores entre corchetes representan el porcentaje que ocupa el elemento con respecto a longitud total de la UMT. Los datos presentados proceden de los siguientes estudios: (Battermann et al., 2011; Evangelidis et al., 2015; Friederich & Brand, 1990; Kellis, 2018; Kellis et al., 2009, 2010, 2012; Kumazaki et al., 2012; Makihara et al., 2006; Pimenta et al., 2018; Rab et al., 1997; Storey et al., 2016; Takahashi et al., 2017; Tate et al., 2006; van der Made et al., 2015; Ward et al., 2009; Woodley & Mercer, 2005).

Con el objetivo de seguir describiendo el músculo isquiotibial, se ha encontrado un estudio que informa sobre el peso de cada uno de los músculos que componen los isquiotibiales. Según los resultados de este estudio, el peso promedio del BFih es de 96.27 ± 22.58 g, el peso del BFsh es de 55.88 ± 15.10 g, el peso del ST es de 84.65 ± 25.36 g y el peso del SM es de 109.33 ± 32.73 g (Kellis et al., 2012). Además, el BFih y el SM tienen un área de sección transversal fisiológica y un ángulo de penación mayores que el BFsh y el ST, lo que hace que sus capacidades de generar fuerza

sean mayores (Kellis, 2018; Kellis et al., 2012). En contraste, se ha demostrado que el ST y el BFsh presentan un ratio longitud del fascículo:longitud del músculo doble en comparación con el BFh y SM, lo que implica una mayor capacidad de cambio de longitud (Kellis et al., 2012; Woodley & Mercer, 2005). En añadido, se ha observado que los músculos BFh y SM experimentan cambios más notables en la longitud relativa de las fibras y en la tensión muscular en comparación con el ST durante movimientos de rodilla, cadera o pelvis (Kumazaki et al., 2012; Nakamura et al., 2016). En relación con lo anterior y según el modelo propuesto por Kellis y sus colaboradores, en longitudes musculares largas, el ST es el musculo que desarrolla más fuerza, mientras que, en longitudes cortas el BFsh va a proporcionar la mayor fuerza. Sin embargo, en longitudes intermedias, el nivel de producción de fuerza parece depender al 80% del BFh y del SM (Kellis et al., 2012).

Además, algunos estudios han analizado la composición de las fibras musculares del BFh. Se ha reportado una composición bastante equilibrada con $47,1 \pm 9,1\%$ de fibras de tipo I y $52,9 \pm 9,1\%$ fibras de tipo II. Sin embargo, se ha destacado una gran variabilidad interindividual en la composición de la fibras, ya que, algunos sujetos presentan un porcentaje muy alto de fibras de tipo II (Evangelidis et al., 2017). Un estudio previo ha informado que los tipos de fibras suelen variar entre las distintas partes de la musculatura isquiotibial. Por lo tanto, el porcentaje de fibras de tipo II se reparte de la siguiente manera: $55,2 \pm 7,0\%$ para la parte proximal del BFh y $53,8 \pm 4,9\%$ para su parte distal; $54,6 \pm 4,5\%$ en la parte proximal del ST y $60,4 \pm 12,1\%$ en su parte distal; $51,1 \pm 4,0\%$ correspondiendo a la parte proximal del SM y $50,5 \pm 6,8\%$ en su parte distal (Garrett et al., 1984).

1.5 Mecanismo lesional

Las diferencias descritas anteriormente en las características de los músculos que forman los isquiotibiales hacen que haya discrepancias frente al riesgo lesional. Investigadores han determinado que en los deportes como el fútbol o el fútbol australiano, el músculo de los isquiotibiales más dañado ha sido el BFh, representando el 53-78% de todas las lesiones en la musculatura isquiotibial, seguido del ST (24.4%), el SM (13.7%) y por fin el BFsh (5.6%) (Crema et al., 2016; Verrall et al., 2006; Woods et al., 2004).

Asumiendo que las lesiones musculares son las lesiones más comunes en el deporte, hay que añadir que se producen por contusión o por una tensión excesiva

(“strain”) del músculo y que las lesiones por “strain” de los músculos isquiotibiales son las más comunes en el fútbol (Woods et al., 2004). El “strain” ocurre en un músculo al que se le aplica una fuerza de tracción excesiva, lo que provoca un estiramiento y una fuerza intrínseca excesivos (Järvinen et al., 2008; Järvinen et al., 2000). Ese parámetro se define como el ratio entre la deformación de la longitud del músculo y la longitud de reposo del músculo (Yu et al., 2017). De forma complementaria, modelos animales han sugerido que una tensión muscular excesiva durante contracciones excéntricas o estiramientos son los principales mecanismos de lesión muscular por “strain” (Garrett et al., 1987; Lieber & Friden, 1993). Se encuentran lesiones por mecanismo de “strain” durante acciones de estiramiento o bien de sprint (Askling et al., 2012). La lesión por estiramiento ha demostrado afectar principalmente al tendón proximal libre del SM (Askling et al., 2007b). Este tipo de lesión suele ocurrir cuando el jugador presenta una flexión de cadera y una extensión de rodilla excesivas (Askling et al., 2008). A su vez, cabe señalar que las lesiones que ocurren durante el sprint afectan principalmente a la parte proximal de la unión musculotendinosa del BFlh (Askling et al., 2007b; Koulouris & Connell, 2003; Silder et al., 2010; van der Made et al., 2015). De la misma forma, los últimos túbulos T han sido identificados como el sitio más débil de la unión miotendinosa (Järvinen et al., 2008). En la **Figura 3**, se puede apreciar el impacto que tiene una lesión en la fibra muscular.

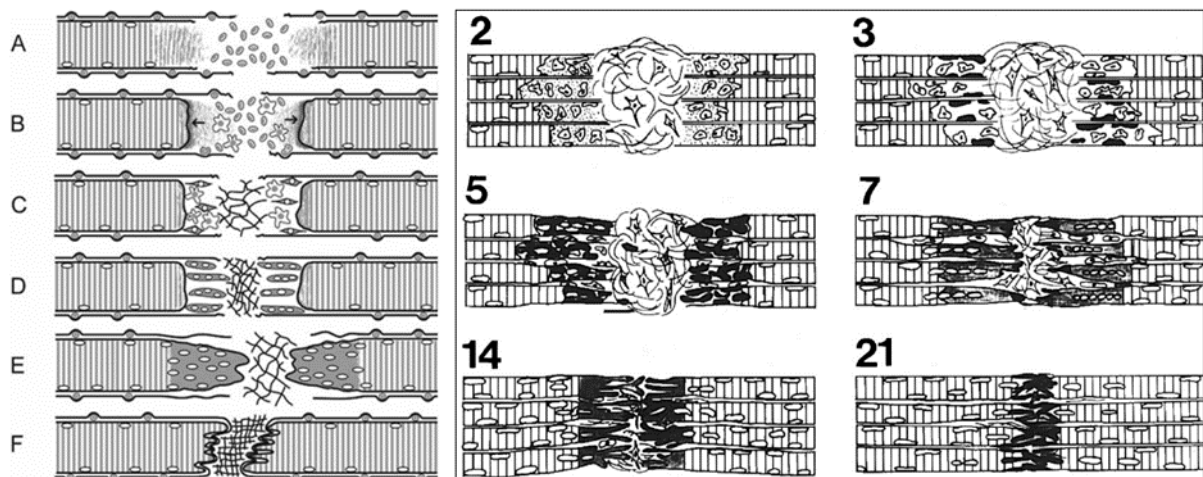


Figura 3. Presentación esquemática de una lesión de cizallamiento en el músculo esquelético y su regeneración. Las letras representan las diferentes etapas mientras que los números son los días tras sufrir la lesión. El proceso de cicatrización es complejo y el objetivo final es regenerar las fibras musculares (Järvinen et al., 2008; Järvinen et al., 2000).

1.6 Características del sprint y lesiones en los isquiotibiales

1.6.1 Caracterización del sprint

El sprint se erige como el medio de locomoción más rápido en los seres humanos. Su propósito radica en recorrer una determinada distancia en el menor tiempo posible o la mayor distancia en el menor tiempo posible. El sprint se caracteriza por una aceleración exponencial que provoca un aumento en la velocidad. Se estructura en varias fases, la fase de aceleración temprana, la fase de transición y la fase de máxima velocidad (Delecluse et al., 1995; Nagahara et al., 2017). Una vez que se alcanza la velocidad máxima, la aceleración se aproxima a cero, marcando el inicio de la fase conocida como "meseta".

Para ser eficaz a lo largo de todo el sprint, es fundamental optimizar tanto la amplitud como la frecuencia de la zancada. A su vez, la frecuencia dependerá del tiempo de contacto con el suelo y del tiempo de vuelo. Durante el tiempo de apoyo, la manera de aplicar la fuerza al suelo será un factor determinante para el rendimiento. De hecho, en la fase de apoyo, primero hay una fase de frenado y una fase de propulsión generada por una orientación horizontal del vector de fuerza (Morin et al., 2012). Con el incremento de la velocidad, el jugador dispone de menos tiempo para generar esta fuerza, dado que la duración del contacto con el suelo disminuye y el tiempo de vuelo aumenta (Wild et al., 2018). Además, simultáneamente, se observa una reducción en las fuerzas propulsoras, mientras que los impulsos de frenado negativos aumentan. Asimismo, las fuerzas verticales experimentan un aumento a lo largo del sprint, convirtiéndose en un factor clave para el rendimiento (Barr et al., 2014). Por lo tanto, con el incremento de la velocidad y la reducción del tiempo de contacto con el suelo, no es tanto el nivel de fuerza a desarrollar lo que limitará la aceleración, sino la habilidad para generar esa fuerza a una velocidad elevada y aplicarla de manera eficiente al suelo (Weyand et al., 2010). Esto sugiere que la variable denominada en la literatura como "ratio of force development" (RFD) también constituye un factor determinante en el sprint (Colyer et al., 2018).

Dado que cada fase del sprint presenta características específicas y estas particularidades varían entre individuos, es posible mencionar una herramienta para medir estas diferencias. En este contexto, es relevante destacar el estudio pionero de Samozino et al. (2016) y hacer referencia al perfil fuerza-velocidad (PFV). La relación fuerza-velocidad hace referencia a las diversas combinaciones posibles para generar

una potencia específica. De hecho, la potencia resulta del producto entre la fuerza y la velocidad. Por consiguiente, para generar la misma potencia, las combinaciones de fuerza y velocidad son prácticamente infinitas. Como se mencionó previamente, algunos autores han observado que la producción de fuerza disminuye a medida que la velocidad aumenta, lo que convierte a la relación fuerza-velocidad en una relación lineal inversa (Cross et al., 2017).

Asimismo, el PFV permite caracterizar a cada atleta a través de diversas variables claves para el rendimiento en el sprint (Morin & Samozino, 2016). En primer lugar, se puede mencionar la fuerza máxima teórica (F_0), que representa la fuerza horizontal máxima teórica que el sujeto puede generar durante una fase de contacto a velocidad nula. Esto refleja la capacidad de aplicar fuerza a bajas velocidades. A continuación, se encuentra la velocidad máxima teórica (V_0), la cual se define como la velocidad a la que un jugador podría correr si las resistencias mecánicas al movimiento fueran nulas. V_0 representa la capacidad de generar fuerza a altas velocidades. Junto con las dos primeras variables, mencionamos la potencia máxima (P_{max}), la cual se calcula de la siguiente manera: $P_{max} = F_0 \times V_0 / 4$. En relación con las fuerzas involucradas durante el sprint, es relevante destacar la ratio de fuerza (RF), calculada como el porcentaje de la fuerza horizontal promedia con respecto a la producción total de fuerza durante la fase de apoyo. La RF resulta ser un indicador de la eficacia mecánica en la aplicación de la fuerza del jugador. El PFV también describe el valor pico de RF (RF_{max}), que representa el valor más alto de RF registrado durante los primeros apoyos. Sin embargo, la RF tiende a disminuir a medida que aumenta la velocidad durante el sprint, lo cual se conoce como tasa de disminución de RF (DRF). Por lo tanto, la DRF describe la capacidad de mantener una producción neta de fuerza horizontal a pesar del aumento de la velocidad de carrera. Resumiendo, el PFV permite clasificar a los atletas de manera precisa, dado que una mejora en la P_{max} puede lograrse al mejorar V_0 , F_0 o ambos factores de manera simultánea.

1.6.2 Ciclo de carrera

Dado que la mayoría de las lesiones en la musculatura isquiotibial ocurren durante carreras de alta intensidad o sprints (Aiello et al., 2023; Askling et al., 2007a; Woods et al., 2004), es clave analizar los componentes de un ciclo de carrera. En primer lugar, cabe recordar que los isquiotibiales desempeñan un papel predominante en el rendimiento del sprint. Asimismo, son imprescindibles a la hora de producir

fuerza horizontal y, por tanto, para desplazar el centro de masa hacia adelante (Morin et al., 2015; Pandy et al., 2021). Antes de profundizar en el análisis y para entender mejor la relación entre el papel de los isquiotibiales, el rendimiento y el riesgo de lesiones, se analizará el ciclo de carrera.

Un ciclo de carrera incluye dos fases principales: la fase de apoyo (pie en contacto con el suelo, fases de “stance”) y la fase de vuelo (pie sin contacto con el suelo, fases de “swing”). Estas dos fases principales se pueden dividir a su vez en seis sub fases: la primera es el “early-stance” o “touchdown”, donde el pie entra en contacto con el suelo (fase de frenado), que finaliza cuando comienza la fase de “mid-stance”, y estas dos fases representan entre el 0% y el 15% del ciclo de carrera. Una vez finalizado, empieza el “late-stance” o “toe-off”, que representa los últimos momentos de contacto entre el pie y el suelo. El “late-stance” es una fase de propulsión y ocurre entre el 15% y el 30% del ciclo de carrera. Le siguen las fases de “early-swing” y “mid-swing” que son fases de recuperación y representan aproximadamente el 30% al 77% del ciclo de carrera. Por último, llega el “late-swing”, considerado como un momento de preactivación antes del nuevo momento de “touchdown”. Esta última fase abarca entre el 77% y el 100% del ciclo de carrera y termina cuando el pie entra de nuevo en contacto con el suelo, lo cual inicia un nuevo ciclo (Howard et al., 2018; Huygaerts et al., 2020; Kenneally-Dabrowski et al., 2019; Novacheck, 1998).

A lo largo de estas diferentes fases, las mecánicas de la cadera y rodilla varían, de manera que la extensión de cadera predomina durante la fase inicial de apoyo y cambia a un momento de fuerza o torque de flexión hacia la última mitad de la fase de apoyo. En cuanto a los momentos de fuerza de la rodilla, se ha descrito un momento de extensión durante la primera mitad de la fase de apoyo antes de que se produzca un momento de flexión hacia la fase final del apoyo. Durante la fase inicial de “swing”, la cadera muestra un gran torque de flexión mientras que la rodilla produce un pequeño torque de extensión. Además, durante la segunda mitad del “swing”, la cadera muestra un gran momento de fuerza de extensión mientras que la rodilla produce un momento de flexión más pequeño (Kenneally-Dabrowski et al., 2019; Schache et al., 2011, 2012).

Los isquiotibiales también se adaptan en función de la mecánica de la cadera y rodilla. Inicialmente, se ha sugerido que el BFIh se acorta durante la primera parte

del “swing” a medida que la rodilla se flexiona y la cadera pasa de la extensión a la flexión. Posteriormente, se produce un alargamiento rápido del BFlh mientras la cadera continúa flexionándose, la rodilla se extiende durante la segunda mitad del “swing”. Luego, el BFlh comienza a acortarse dado que la cadera se extiende y la rodilla se flexiona en preparación para el “touchdown” (Huygaerts et al., 2020; Kenneally-Dabrowski et al., 2019). En la **Figura 4** se puede observar la cinemática de la carrera y el patrón de activación de los isquiotibiales.

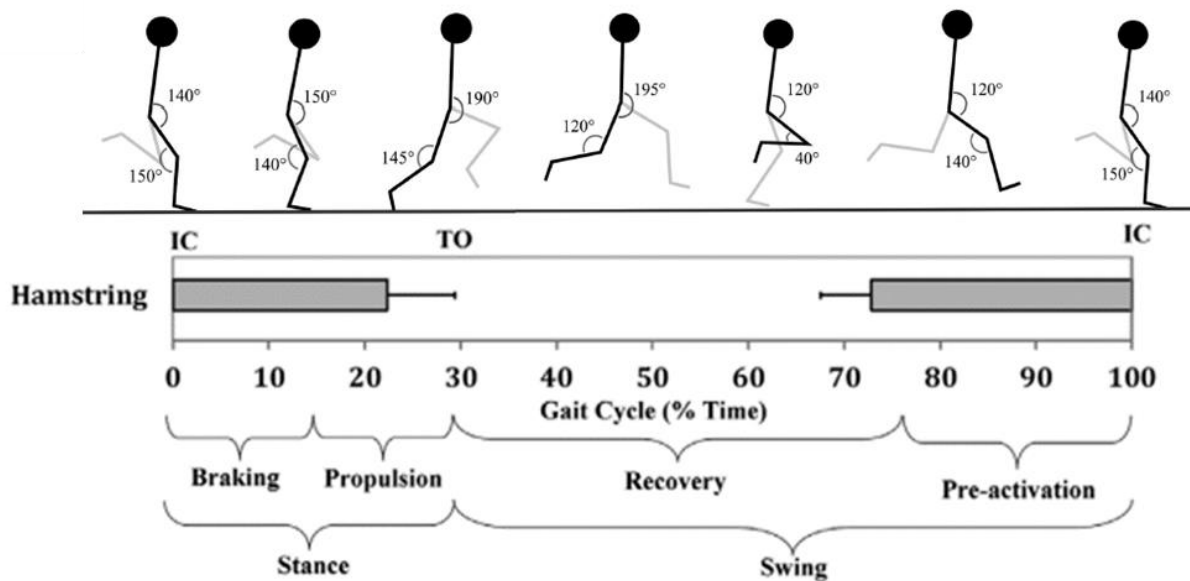


Figura 4. Momentos claves, angulaciones de la cadera y rodilla y activación de los isquiotibiales a lo largo del ciclo de carrera. IC= initial contact. TO= toe-off. Figura adaptada de Howard et al., (2018) y Kenneally-Dabrowski et al., (2019).

Estas diferencias biomecánicas respaldan la idea de que ciertas fases del sprint tienen un mayor riesgo de lesiones en los isquiotibiales que otras. En la literatura científica, existe un debate sobre cuál fase del sprint presenta el riesgo más alto.

1.6.3 La fase de “late-swing” y sus implicaciones en el riesgo lesional

Muchas investigaciones han señalado que la fase de "late swing" es la más propensa a las lesiones en los isquiotibiales (Chumanov et al., 2011; Fiorentino et al., 2014; Heiderscheit et al., 2005; Higashihara et al., 2016; Schache et al., 2009, 2010, 2012; Thelen, Chumanov, Best, et al., 2005; Thelen, Chumanov, Hoerth, et al., 2005; Wan et al., 2017; Yu et al., 2008).

En el transcurso de la fase de “swing”, el torque en las articulaciones se debe sobre todo a los propios torques musculares y al torque dependiente del movimiento, ese último resulta de la interacción mecánica de los segmentos (Kenneally-Dabrowski et al., 2019). De forma más precisa, basándose en la modelización de la fuerza muscular y en las características de longitud de la UMT durante el sprint, estudios han concluido que la UMT de los isquiotibiales experimenta un alargamiento a alta velocidad durante el “late-swing” (Chumanov et al., 2011; Schache et al., 2012, 2013). Además, se ha demostrado que la UMT del BFlh es la que más se alarga durante el sprint máximo, seguida de la UMT del semimembranoso y, por último, la del semitendinoso (Schache et al., 2013). Durante esta misma fase, el BFlh, SB y SM alcanzan su pico de tensión músculo-tendinosa, así como su pico máximo de fuerza, desempeñando un trabajo negativo importante que consiste en absorber energía. De forma más específica, el BFlh presenta el mayor pico de tensión de la UMT, el semitendinoso muestra la mayor velocidad de alargamiento de la UMT y el semimembranoso produce la mayor fuerza (Schache et al., 2012).

Por otra parte, se ha demostrado de manera rotunda que la actividad electromiográfica (EMG) más intensa ocurre durante la fase del “late-swing” (Chumanov et al., 2011; Hegyi et al., 2019; Higashihara et al., 2010, 2016). La relación entre el nivel de excitación muscular y el riesgo de lesión se ha explorado en estudios con animales. Yu et al., (2008) han sugerido que los altos niveles de excitación muscular observados a lo largo del “late-swing” aumentan la probabilidad de ver aparecer una lesión a través del mecanismo de strain. Esta propuesta se basa en un estudio llevado a cabo con ratones que demuestra que cuando un músculo está activado al máximo, la cantidad de tensión necesaria para causar una lesión en el músculo disminuye (Brooks et al., 1995). Se ha descubierto que el pico de estiramiento de la UMT del BFlh esta sincronizado con su pico de activación EMG durante la parte de “late-swing” (Higashihara et al., 2016). Esto da peso al argumento propuesto por Dorn et al., (2012) de que durante esta fase del ciclo de carrera, los músculos isquiotibiales maximizan la absorción de energía para impulsar al corredor hacia adelante a través del ciclo estiramiento-acortamiento producido en cadena abierta.

Por lo tanto, en este momento del ciclo de carrera, los isquiotibiales extienden la cadera y desaceleran la pierna en posición de “swing” con el objetivo de preparar el próximo touchdown, lo cual iniciará un nuevo ciclo. Obviamente, la UMT de los

isquiotibiales se contrae de manera excéntrica a nivel de la rodilla para desacelerar la extensión de rodilla que se produce de manera concéntrica (Chumanov et al., 2007). Una vez más, la modelización confirma que los músculos isquiotibiales alcanzan sus picos de fuerza mientras ocurren estos eventos (Nagano et al., 2014; Thelen, Chumanov, Best, et al., 2005).

Resumiendo, el pico de fuerza generado en la UMT, la prominente excitación muscular, el trabajo negativo y la longitud máxima alcanzada por la UMT durante la fase del “late-swing” del sprint contribuyen al aumento del riesgo de generar strain en la musculatura isquiotibial (Chumanov et al., 2011, 2012; Schache et al., 2012; Yu et al., 2008). La información proporcionada queda resumida en la **Figura 5**.

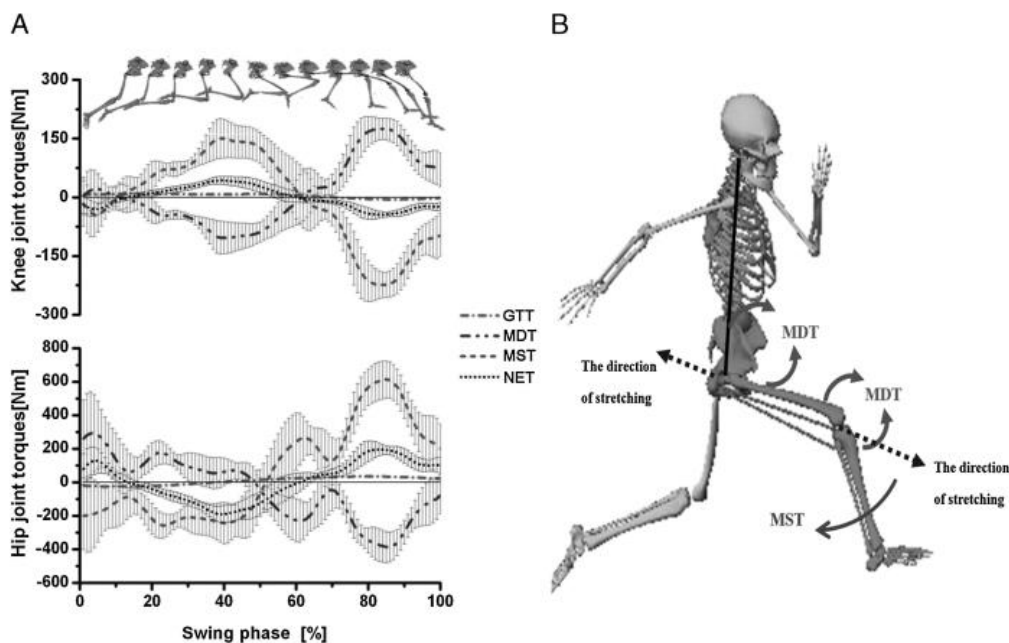


Figura 5. (A) Gráficos promediados normalizados en función del tiempo para los momentos articulares de la rodilla y la cadera durante el “swing-phase”. El panel superior muestra las posiciones de la extremidad inferior durante la fase de “swing-phase”. Las líneas representan la media del grupo y el sombreado se refiere a la desviación estándar. (B) Diagrama del sprint durante la fase de “late-swing”. Las cargas inerciales generadas por el movimiento de los segmentos actúan en las articulaciones de la rodilla y la cadera. +, extensión; -, flexión. Fuente: Sun et al. (2015).

Sin embargo, algunos autores han especulado sobre una nueva teoría relativa al mecanismo de la lesión de isquiotibiales. Trabajos recientes proporcionan información sobre el hecho de que las lesiones en los isquiotibiales podrían estar relacionadas con la incapacidad de mantener una contracción isométrica en la musculatura isquiotibial. Los autores explican que los isquiotibiales no se alargan

durante el sprint y que es más probable que su función sea isométrica durante la fase de vuelo. De forma complementaria, los investigadores sugieren que si las fuerzas involucradas durante el “late-swing” son demasiado elevadas para que los fascículos musculares permanezcan isométricos entonces, ese mecanismo podría inducir a una contracción excéntrica y por lo tanto aumentar el riesgo lesional (Van Hooren & Bosch, 2017a, 2017b).

1.6.4 La fase de “early-stance” y sus implicaciones en el riesgo lesional

La segunda fase del sprint que se debe considerar si se analiza las lesiones en la musculatura isquiotibial, es la fase de “early-stance” o “touchdown”. Existen numerosos estudios que la identifican como el momento clave de la lesión (Higashihara et al., 2015; Mann & Sprague, 1980; Mann, 1981; Ono et al., 2015; Orchard, 2012).

Durante el “early-stance”, el torque articular es el resultado de los propios torques musculares (generados por las contracciones musculares) y de las fuerzas externas (resultantes de las fuerzas de reacción con el suelo) (Kenneally-Dabrowski et al., 2019). Con lo cual, durante el “touchdown” es posible identificar el segundo pico de activación de los isquiotibiales (Chumanov et al., 2011; Hegyi et al., 2019; Higashihara et al., 2010), pero también se ha observado el segundo pico de fuerza de la UMT del BFIh (Nagano et al., 2014; Schache et al., 2012; Thelen, Chumanov, Best, et al., 2005). A diferencia de la fase de “late-swing”, la UMT de los isquiotibiales se acorta durante el “early-stance” (Schache et al., 2012), lo que debería cambiar el mecanismo de lesión. Tras el “late-swing”, existe un rápido cambio de una acción excéntrica (extensión de rodilla) a una acción concéntrica (flexión de rodilla) y este factor se ha discutido a nivel científico como un mecanismo que aumenta la fragilidad de los isquiotibiales (Alonso et al., 2012).

Según las funciones de los isquiotibiales, al contraerse, generan un momento de extensión de cadera junto a un momento de flexión de rodilla. Investigaciones han propuesto que los torques máximos de extensión de cadera y flexión de rodilla se generan durante el “early-stance” (Mann & Sprague, 1980; Mann, 1981). Durante esta fase, también se sugiere que la fuerza de reacción del suelo causa torques de extensión en la rodilla y de flexión en la cadera (Kenneally-Dabrowski et al., 2019; Orchard, 2012). Como consecuencia, y con el objetivo de contrarrestar las fuerzas pasivas generadas, los isquiotibiales deben generar torques contrarios, es decir

momentos de flexión de rodilla y de extensión de cadera (Liu et al., 2017; Sun et al., 2015). Curiosamente, también se ha observado que las fuerzas opuestas proporcionadas por la fuerza de reacción al suelo pueden alcanzar de 3 a 4 veces la masa corporal (Nagahara et al., 2020). La distintas acciones descritas en ese párrafo someten a los isquiotibiales a una carga extremadamente alta debido a un aumento de los índices de fuerza de tracción del BFlh y del ST (Ono et al., 2015).

Estos hallazgos, combinados con la evidencia de que una mayor activación muscular y mayores fuerzas musculares pueden estar asociadas con un mayor riesgo de “strain” en los músculos (Brooks et al., 1995; Thelen, Chumanov, Hoerth, et al., 2005), sugieren que el BFlh presenta un riesgo de lesión durante el “touchdown”. La información proporcionada queda resumida en la **Figura 6**.

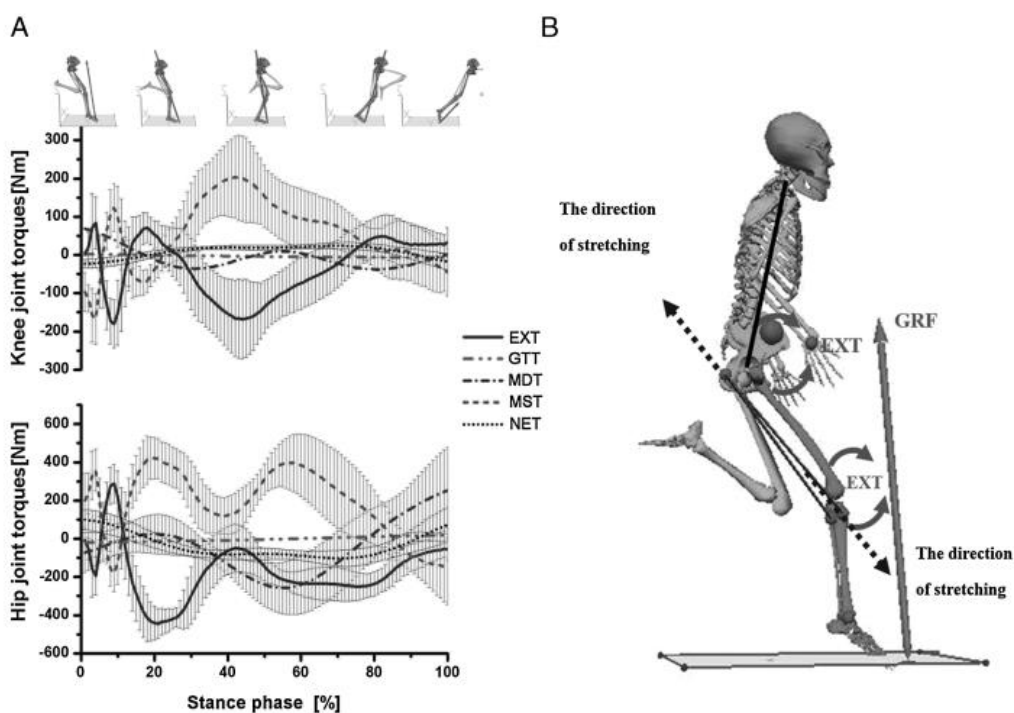


Figura 6. (A) Gráficos promediados normalizados en función del tiempo para los momentos articulares de la rodilla y la cadera durante la fase de apoyo. El panel superior muestra las posiciones de la extremidad inferior durante el “stance-phase”. Las líneas representan la media del grupo y el sombreado se refiere a la desviación estándar. (B) Diagrama del sprint durante la fase inicial de apoyo. La fuerza de reacción del suelo pasa por delante de las articulaciones de la rodilla y la cadera. +, extensión; -, flexión. Fuente: Sun et al. (2015).

1.6.5 La transición “Swing-Stance” y sus implicaciones en el riesgo lesional

Por último, algunos autores han optado por analizar estas dos fases (late-swing y early-stance) como si fueran una única fase. De hecho, transcurre poco tiempo entre estos dos momentos y los isquiotibiales podrían sufrir una lesión de manera aleatoria dentro de una de estas dos fases (Liu et al., 2017). En este caso, el objetivo es analizar los dos momentos de mayor riesgo como uno solo, formando así la fase conocida como el “Swing-Stance Transition” (Liu et al., 2017; Small et al., 2009; Sun et al., 2015). En resumen, los autores sugieren que las cargas inerciales presentes en el “late-swing” junto con las fuerzas externas de reacción del suelo durante el “early-stance” tienen el potencial de causar lesiones en los isquiotibiales y especialmente en el BFlh durante el sprint (Liu et al., 2017) tal y como lo hemos descrito anteriormente.

1.7 Factores biomecánicos y lesiones en los isquiotibiales

Desde una perspectiva biomecánica la cinemática de la carrera ha sido identificada recientemente por un panel de expertos como un factor que puede influir en el riesgo lesional de la musculatura isquiotibial (Kalema et al., 2022).

Para entender el origen de la relación entre la biomecánica y las lesiones en los isquiotibiales, es necesario destacar los estudios de dos equipos de investigadores pioneros que establecieron la idea de que el movimiento de la pelvis es clave en la ocurrencia de lesiones en los isquiotibiales. Por lo tanto, se ha demostrado que un aumento del APT durante la fase de “swing” es un factor de riesgo para las lesiones de los isquiotibiales (Daly et al., 2016; Schuermans, Van Tiggelen, Palmans, et al., 2017). Según la anatomía de los isquiotibiales, parece lógico aceptar que un aumento del pico de APT aumenta la carga excéntrica impuesta a los isquiotibiales, lo cual resultaría en un alargamiento de la UMT. Un mayor nivel de APT puede aumentar la longitud del BFlh durante el ciclo de carrera, dado que el BFlh se inserta directamente en la tuberosidad isquiática de la pelvis (Woodley & Mercer, 2005). Si lo expuesto anteriormente fuera correcto, un aumento del APT trasladaría la tuberosidad isquiática en el plano supero-posterior (hacia atrás y arriba), lo que daría lugar a una mayor demanda de alargamiento activo y tensión pasiva de la musculatura posterior del muslo. Se ve una probable explicación del último argumento dado que durante el APT, se genera una flexión relativa de la cadera, y este patrón de movimiento resulta en un

mayor alargamiento de los isquiotibiales debido al mayor brazo de palanca (Visser et al., 1990). Además, Higashihara et al. (2015) demostraron que el tronco y la pelvis van de la mano durante el sprint. En otras palabras, durante la fase de apoyo, si el tronco está más inclinado hacia adelante, el APT aumentará. Por tanto, la angulación del tronco parece ser una variable cinemática que debe tenerse en cuenta a la hora de determinar el riesgo de lesión isquiotibial. Del mismo modo que la inclinación del tronco hacia adelante influye el nivel de “strain”, se ha demostrado que una mayor flexión lateral del tronco hacia el lado ipsilateral durante el "late-swing" aumenta el riesgo sufrir una lesión de isquiotibiales (Kenneally-Dabrowski et al., 2019; Schuermans, Van Tiggelen, Palmans, et al., 2017). Por último, en relación con la pelvis, se ha informado que una caída pélvica (“pelvic drop”) contralateral está asociada con el riesgo de lesión en corredores. En este estudio, por cada aumento de un grado en el pelvic drop, hubo un aumento del 80% en las probabilidades de ser clasificado como lesionado (Bramah et al., 2018).

Con respecto a los factores cinemáticos de la cadera y de la rodilla ipsilaterales, debemos mencionar el fenómeno de “overstriding”, que ha sido descrito como un patrón de carrera en el que el pie aterriza delante del centro de masa del sujeto, incluyendo, una flexión de cadera con extensión de la rodilla, previo al touchdown (Souza, 2016). Se ha evidenciado que el "overstriding" es un factor biomecánico presente en corredores que han sufrido una lesión en los isquiotibiales (Sugimoto et al., 2019). Este fenómeno parece ocurrir especialmente en sujetos apoyando el pie con una técnica descrita como "rearfoot strikers" (Lieberman et al., 2015). Se avanza que el “overstriding” tendría como consecuencia una sobrecarga excéntrica en los isquiotibiales inducida por una flexión exagerada de la cadera y una extensión significativa de la rodilla, lo que explicaría el mecanismo lesional (Schache et al., 2010).

Se ha descrito que los sujetos que han sufrido una lesión en los isquiotibiales presentan una mayor asimetría en la flexión de la cadera durante la fase de “late-swing”, así como una asimetría significativamente mayor en la rotación axial de la rodilla durante las fases de “late-swing” y “early-stance” en comparación con sujetos que no han sufrido lesiones (Daly et al., 2016).

Por último, parece necesario abordar el papel de la cadera contralateral, ya que también influye en el nivel de “strain” producido en los isquiotibiales. Por lo tanto, la

cadera contralateral afecta el estiramiento del músculo isquiotibial a través del iliopsoas contralateral. Lo último ocurre porque el iliopsoas puede inducir directamente un aumento en el APT, lo que a su vez requiere un mayor estiramiento del isquiotibial (Thelen et al., 2006). Este mecanismo puede ser identificado durante el sprint, ya que el momento de torsión lumbosacro contribuye significativamente a la rotación pélvica. Además, la rotación pélvica ejerce fuerzas articulares anteroposteriores sobre las caderas, contribuyendo a la fuerza articular positiva en la cadera de la pierna de apoyo (Sado et al., 2017). Todos los factores mencionados están resumidos en la **Figura 7**.

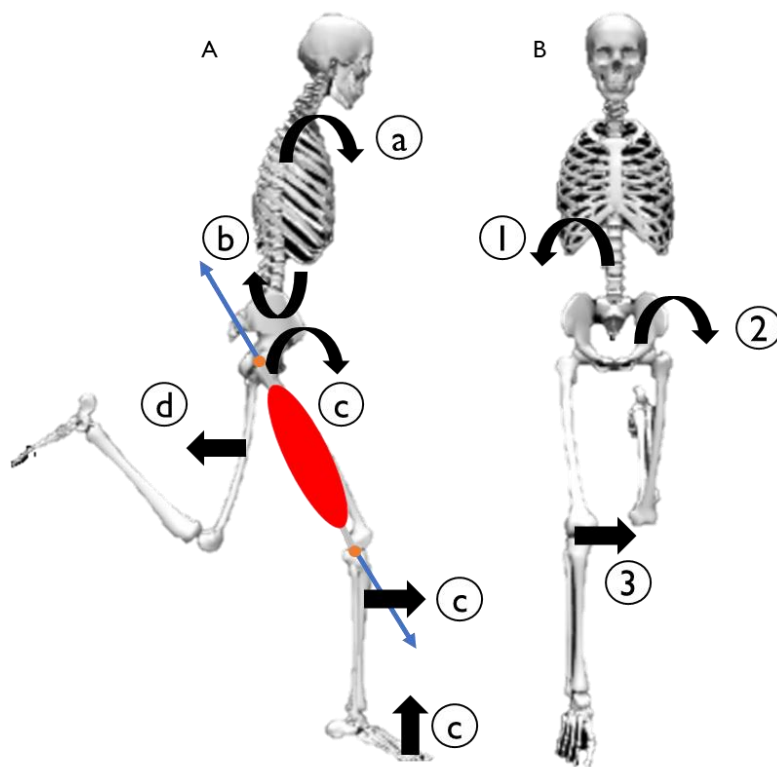


Figura 7. Factores de la cinemática de carrera relacionados con el riesgo lesional en la musculatura isquiotibial, ya que aumentan la UMT de los isquiotibiales. (A) Plano sagital: (a) tronco inclinado hacia adelante (Higashihara et al., 2015); (b) APT (Daly et al., 2016; Schuermans, Van Tiggelen, Palmans, et al., 2017); (c) “overstride” (flexión cadera + extensión de rodilla) y relación entre “overstride” y “rearfoot” (Lieberman et al., 2015; Souza, 2016; Sugimoto et al., 2019); (d) extensión de cadera contralateral (Thelen et al., 2006). (B) Plano frontal : (1) Flexión lateral del tronco (Kenneally-Dabrowski et al., 2019; Schuermans, Van Tiggelen, Palmans, et al., 2017) ; (2) “pelvic drop” (Bramah et al., 2018), (3) rotación interna de la rodilla (Daly et al., 2016).

De forma complementaria a la información anterior, examinaremos los estudios que describen las adaptaciones tras una HSI. De hecho, un historial de HSI puede afectar la biomecánica del sprint. Según un estudio el lado lesionado tiende a reducir la longitud del BFIh después de una lesión de isquiotibiales. Dada esta evidencia se

puede describir una disminución del APT, una menor flexión de cadera y un mayor ángulo de flexión de rodilla en el lado de la pierna previamente lesionada (Higashihara et al., 2019). Además, a nivel del tronco, se ha descrito una disminución en la flexión del tronco en atletas con antecedentes de HSI, en comparación con un grupo control (Sugimoto et al., 2019), lo cual está en concordancia con los resultados mencionados anteriormente. Al mismo tiempo, encontramos investigaciones que afirman que la extremidad previamente lesionada muestra significativamente menos flexión de cadera durante la fase de "late swing" en comparación con la extremidad control (Lee et al., 2009). A su vez, se ha descrito una disminución en la longitud de zancada y un mayor momento de extensión de cadera durante la fase inicial de apoyo en jugadores lesionados (Iboshi et al., 1988). Por lo tanto, tras sufrir una HSI, parece que el cuerpo intenta adoptar un patrón de movimiento que reduzca el nivel de "strain" en la pierna previamente lesionada.

En paralelo a los estudios mencionados en el párrafo anterior, la fuerza de reacción del suelo también ha sido objeto de investigación, revelando una reducción de aproximadamente un 32% en la fuerza horizontal para los jugadores con un reciente HSI (Brughelli et al., 2010). Además, en jugadores con historial de HSI, la fuerza horizontal promedio para el décimo sprint en un protocolo de RSA fue un 13% menor que la del primer sprint, mientras que el grupo de control (sin lesiones) solo mostró una reducción del 3% (Lord et al., 2019).

Sin embargo, estos argumentos requieren de alguna matización, ya que algunos estudios no han reportado ninguna diferencia significativa en la cinemática del sprint tras una lesión en los isquiotibiales (Haugen et al., 2018; Schuermans, Van Tiggelen, Palmans, et al., 2017). Además, algunos estudios presentan resultados opuestos como los estudios de Ciacci et al., (2013) y de Kobayashi, et al. (2009). El primero de estos estudios informa que el ángulo de la rodilla no presenta diferencias significativas durante el touchdown al comparar el lado lesionado con el lado sano. Sin embargo, este mismo estudio demuestra que, durante el toe-off, hay una mayor flexión de rodilla en el lado que sufrió la lesión. Por otro lado, el segundo estudio mencionado reporta una mayor extensión de rodilla en la fase terminal de apoyo en el lado lesionado en comparación con el lado no lesionado. Estos dos estudios también discrepan entre sí acerca del momento de máxima flexión de rodilla en la fase de "stance". Mientras que uno no ha encontrado diferencias significativas entre las dos

piernas (Ciacci et al., 2013), el otro ha informado de una disminución de la flexión máxima de la rodilla en el lado lesionado a lo largo de la fase de apoyo (Kobayashi, et al., 2009). En cuanto a la cadera, se ha descrito que no existen diferencias entre grupos de lesionados y no lesionados en el ángulo de flexión-extensión de cadera en la fase de "late swing" (Kenneally-Dabrowski et al., 2019). Tampoco se han reportado diferencias en el ángulo de cadera durante el "early-stance". Por el contrario, se ha encontrado una disminución de la extensión de cadera en el "late-stance" en la extremidad lesionada en comparación con el lado no lesionado (Ciacci et al., 2013). Por último, también se ha observado, una disminución en la máxima flexión de rodilla durante el "swing" en el lado lesionado y un aumento en la máxima extensión de rodilla en la fase de "late-swing" en el lado lesionado, en comparación con el lado no lesionado (Kobayashi, et al., 2009).

En conclusión, se han descrito ciertos factores biomecánicos que pueden favorecer las lesiones en los isquiotibiales. Del mismo modo, se han descrito algunos cambios después de una HSI. Sin embargo, aunque es posible identificar ciertos patrones de riesgo (aumento del APT, flexión del tronco excesiva o patrón de "overstride"), numerosos estudios reportan resultados contradictorios (Kalema et al., 2021; Wolski et al., 2021).

1.8 Papel fundamental de la fatiga

1.8.1 Fisiología de la fatiga

La gran mayoría de las lesiones en el fútbol ocurren al final de cada parte, es decir, cuando se puede observar cierto nivel de fatiga. Comenzaremos esta sección definiendo la fatiga, y aunque existen multitud de definiciones, se puede resumir de la siguiente manera: término utilizado para describir una disminución en el rendimiento físico asociada a un aumento en la dificultad de la tarea, que puede ser real o percibida por el individuo (MacIntosh et al., 2006). Además, en el caso del ejercicio muscular, la fatiga se convierte en la incapacidad de mantener un nivel de fuerza requerido (Edwards, 1981). Esta definición está relacionada con la noción de "punto de ruptura" y de aparición repentina de la fatiga cuando se interrumpe el ejercicio (Boyas & Guével, 2011). Para concluir con las definiciones, la fatiga neuromuscular se presenta como "cualquier disminución inducida por el ejercicio en la capacidad del músculo para

desarrollar fuerza o potencia, independientemente de que la tarea pueda mantenerse o no " (Bigland-Ritchie & Woods, 1984). Cabe señalar que la fatiga puede ser central o periférica, y que la fatiga central está relacionada con la médula espinal o el cerebro, mientras que la fatiga periférica está relacionada con cambios en la unión neuromuscular o distales a ella (Wan et al., 2017). En resumen, la "fatiga central" (o de origen central) se refiere a una disminución en la activación voluntaria del músculo, es decir, el número y la frecuencia de descargas de las unidades motoras reclutadas para generar una fuerza muscular. Por otro lado, la "fatiga periférica" (o de origen periférico) se refiere a una disminución en la fuerza contráctil de las fibras musculares y en los mecanismos de transmisión de los potenciales de acción muscular (Gandevia, 2001). Por último, cabe destacar que la fatiga es un fenómeno complejo y multifactorial, influenciada por las características de la tarea realizada como la duración del ejercicio, el tipo, la velocidad y el tiempo de mantenimiento de la contracción (Enoka & Stuart, 1992).

A lo largo de este escrito, nos centraremos en la relación entre la fatiga y el RSA y después de un RSE, parece que la fatiga esté presente tanto a nivel central como periférico (Baumert et al., 2021; Girard et al., 2011; Marshall et al., 2014). Además, la fatiga parece aumentar el riesgo lesional en los músculos. Esta sugerencia fue respaldada por un estudio realizado por Mair et al. (1996), en el cual los investigadores encontraron que, a pesar de que los músculos fatigados y no fatigados fallaron a la misma longitud, los músculos fatigados fueron capaces de absorber menos energía antes de alcanzar el grado de estiramiento que causa las lesiones (ver **Figura 8**) (Mair et al., 1996).

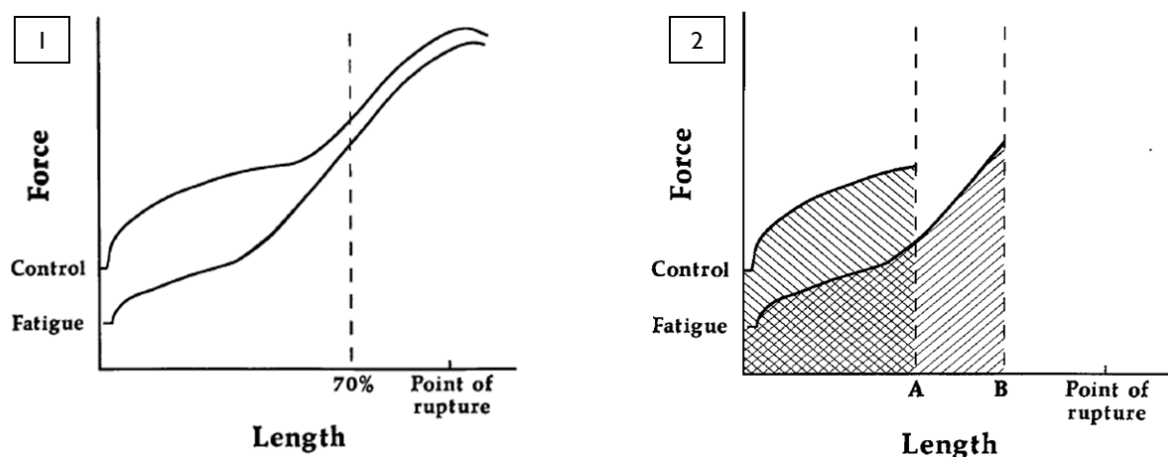


Figura 8. Comparación entre un músculo fatigado y otro no fatigado de control. La mayoría de la disminución en la energía absorbida ocurre justo después del inicio del estiramiento. En el primer 70% del estiramiento, existe una diferencia del 42% entre los músculos fatigados y de control, mientras que en el último 30% del estiramiento, la diferencia es de 6% (1). El Punto B representa el 70% de la longitud requerida para la ruptura completa de la UMT fatigada. Para absorber la misma cantidad de energía, el músculo no fatigado solo requiere estirarse hasta el Punto A, que es menos de la mitad del estiramiento necesario para la ruptura completa. Por lo tanto, frente a la misma cantidad de energía absorbida, el músculo fatigado se lesiona, mientras que el músculo de control no lo hace (2). Fuente: Mair et al. (1996).

Con el fin de entender cómo un RSA actúa sobre la fisiología, parece oportuno describir las diferentes vías de producción de energía. La vía fosfagenética, a través de la cual la fosfocreatina (PCr) representa la reserva más inmediata de producción de adenosín trifosfato (ATP) (Girard et al., 2011). Durante un único sprint máximo de corta duración (5 a 6 segundos), se ha informado que la degradación de PCr contribuye aproximadamente al 50% del suministro total de ATP anaeróbico (Gaitanos et al., 1993). Es interesante destacar que las reservas de fosfocreatina después de un sprint máximo de 6 segundos pueden reducirse a alrededor del 35-55% de los niveles en reposo (Dawson et al., 1997; Gaitanos et al., 1993). Dado que los tiempos de recuperación durante un RSE generalmente no superan los 60 segundos, es posible que las reservas de ATP/fosfocreatina solo se restauren parcialmente antes del inicio del siguiente esfuerzo (Bogdanis et al., 1996; Dawson et al., 1997).

De forma complementaria, durante un sprint corto a máxima intensidad, el rápido descenso de la concentración de PCr se ve compensado por el aumento de la activación de la glucólisis. Así, ambos procesos se combinan para mantener la tasa de renovación de ATP a un nivel aceptable. La glucólisis anaeróbica suministra aproximadamente el 40% de la energía total durante un sprint único de 6 segundos (Gaitanos et al., 1993). Durante la recuperación del RSE, la glucólisis está desactivada (Sahlin et al., 1990; D. J. Taylor et al., 1983), y durante el periodo de trabajo, los cambios progresivos a nivel metabólico conducen a una inhibición gradual de la glucólisis (Bangsbo et al., 1992; Gaitanos et al., 1993). Por ejemplo, en el estudio de Gaitanos et al. (1993), la glucólisis representó el 44% del suministro total de ATP anaeróbico durante el primer sprint, mientras que el valor correspondiente para el décimo sprint fue del 16%.

La contribución de la fosforilación oxidativa al gasto total de energía durante un único sprint corto es limitada (<10%). No obstante, a medida que se repiten los sprints,

el nivel de suministro de ATP aeróbico aumenta de forma progresiva, lo que permite que el metabolismo aeróbico pueda contribuir hasta un 40% del suministro total de energía durante los últimos sprints de un RSE (McGawley & Bishop, 2015). Aunque las investigaciones anteriores respaldan un aumento progresivo en la producción de ATP aeróbico durante un RSE, el nivel de suministro de ATP aeróbico seguirá siendo considerablemente menor que la demanda energética total (Gaitanos et al., 1993). El papel principal del metabolismo aeróbico durante el trabajo de repetición de sprints parece residir en su contribución exclusiva a la restauración de la homeostasis, como el reabastecimiento de los almacenes de mioglobina, la resíntesis de PCr, el metabolismo del lactato y la eliminación del Pi intracelular acumulado (Bahr et al., 1992; Bangsbo & Hellsten, 1998; Glaister, 2005) durante los períodos de recuperación entre los sprints. Finalmente, y como conclusión, se proporciona un breve resumen de todas las contribuciones de las diferentes vías fisiológicas en la **Figura 9**.

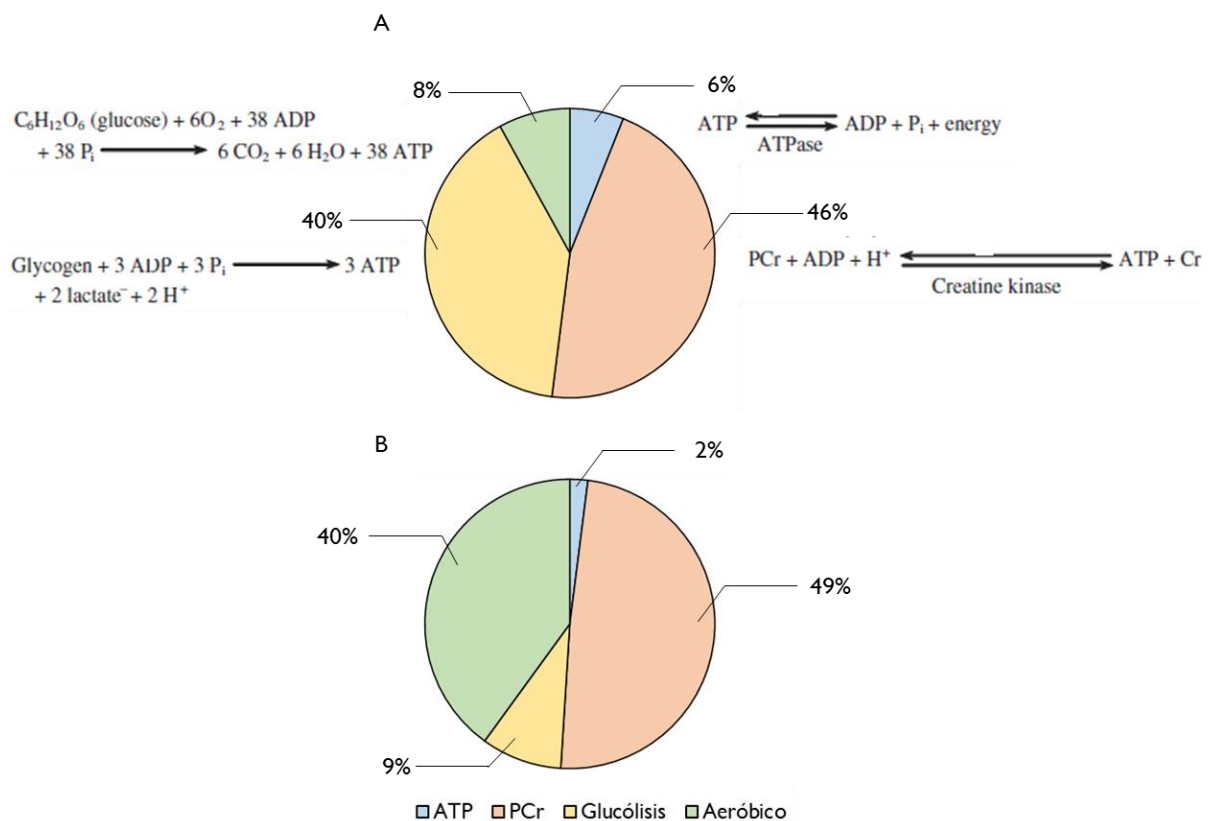


Figura 9. Cambios metabólicos durante el primero (A) y el último (B) sprint de un RSE y representación de las diferentes ecuaciones químicas según la vía metabólica. ATP = adenosín trifosfato; PCr = fosfocreatina; ADP= adenosín difosfato. Fuente: (Buchheit et al., 2009; Girard et al., 2011; Glaister, 2005; Holmyard et al., 1988).

No obstante, cabe señalar, que las diferentes vías energéticas generan varios cambios a nivel fisiológico. En primer lugar, es fundamental informar que la resistencia a la fatiga durante un RSE depende de la distribución y la duración de los períodos de trabajo, así como del patrón de recuperación (duración, naturaleza) entre los sprints (Buchheit et al., 2009; Holmyard et al., 1988; Little & Williams, 2007; Spencer et al., 2008).

Parece lógico que la realización de una recuperación activa frente a una pasiva se asocie generalmente a un mayor grado de desarrollo de la fatiga (Buchheit et al., 2009; Spencer et al., 2006, 2008). Los cambios mencionados anteriormente ocurrirán primero a nivel sanguíneo, ya que durante un RSE es posible observar una disminución del pH sanguíneo. Se ha demostrado que un pH sanguíneo bajo reduce la capacidad contráctil del músculo. En animales, se ha demostrado que la disminución del pH sanguíneo provoca una depresión del Ca^{2+} , y este mecanismo tiene dos efectos principales. En primer lugar, ocasiona un cambio en la fuerza de unión de los puentes actina-miosina ("cross-bridge attachment"). En segundo lugar, se puede observar una reducción en el número de uniones con la actina (especialmente en las fibras rápidas) (Metzger & Moss, 1990). La disminución del pH sanguíneo se debe principalmente a la acumulación de metabolitos, especialmente iones H^+ (Metzger & Moss, 1990). Dichos iones se producen cuando el cuerpo recurre a la glucólisis en un alto porcentaje. Como resultado, la concentración de lactato muscular aumenta y ese aumento está correlacionado con el aumento en la concentración de iones de hidrógeno (H^+) (Glaister, 2005; Sahlin, 1992). Es importante aclarar que el lactato no es un metabolito si no una fuente de energía. Además, la acumulación de iones H^+ puede afectar el rendimiento en el sprint debido a efectos adversos en el mecanismo contráctil y/o a través de la inhibición del ATP derivado de la glucólisis (Spriet et al., 1989).

Coincidiendo con lo mencionado anteriormente, la capacidad de depurar los H^+ puede ser importante para mantener el rendimiento durante el RSE (Bishop et al., 2004). Sin embargo, otros tipos de metabolitos también se acumulan en el medio celular, de hecho algunos autores sugieren que el binomio excitación-contracción también puede verse perturbado por una acumulación de fosfato inorgánico (Pi) en condiciones de fatiga (Eberstein & Sandow, 1963; Gonzalez-Serratos et al., 1978). Para ilustrar este punto, se pueden citar estudios in vitro que proporcionan evidencia

de que los niveles elevados de fosfato inorgánico afectan a la liberación de calcio del retículo sarcoplásmico y/o la sensibilidad al calcio de las miofibrillas, lo que a su vez disminuye el número de puentes de unión actina-miosina (Dutka & Lamb, 2004).

A nivel del músculo esquelético, también se han observado cambios derivados de disminuciones en la actividad del sodio, potasio y de la adenosina trifosfatasa, después de contracciones dinámicas intensas (Fraser et al., 2002). Estos cambios sugieren una menor excitabilidad de la membrana celular y una reducción en el desarrollo de la fuerza, probablemente debido a la inactivación de los canales de sodio. Como consecuencia se produce una disminución en la amplitud del potencial de acción y una desaceleración de la conducción del impulso (Fuglevand et al., 1993; Ruff et al., 1988).

En conclusión, la acumulación de metabolitos (H^+ y P_i) en el medio celular parece inevitable durante un RSE. Sin embargo, la disponibilidad de oxígeno permite mantener la homeostasis celular hasta cierto punto, ya que la resíntesis de Pcr y la eliminación intracelular de P_i parecen ser procesos dependientes del oxígeno.

1.8.2 Activación y tensión muscular en condiciones de fatiga

La siguiente sección se centrará en los cambios implicados por la fatiga sobre la activación y rigidez ("stiffness") muscular. Cabe decir que ciertos factores nerviosos son claves, ya que en un sprint o RSE, se requieren niveles elevados de activación neural. Esta teoría está respaldada por autores como Ross et al. (2001), quienes han demostrado que la incapacidad para activar completamente los músculos, evaluada mediante EMG, podría disminuir la producción de fuerza y, por lo tanto, reducir en rendimiento en el RSE (Ross et al., 2001).

Además, cuando la fatiga es leve (índice de fatiga <10%), investigaciones previas han reportado un nivel constante de activación neural durante el RSE (Billaut & Basset, 2007; Perrey et al., 2010). Sin embargo, cuando el nivel de fatiga es más significativo (índice de fatiga >10%), se ha reportado consistentemente de una disminución concurrente en el rendimiento mecánico y la amplitud de las señales EMG a lo largo del RSE (Mendez-Villanueva et al., 2007, 2008). La incapacidad para activar completamente la musculatura puede convertirse en un factor importante que contribuye a la fatiga durante el RSE (Girard et al., 2011). De forma superpuesta a lo expuesto en el párrafo anterior, la excitabilidad de la corteza motora y la actividad

neuromuscular son influenciadas por la disponibilidad de oxígeno (Dillon & Waldrop, 1992).

Continuando con el análisis de la activación muscular, parece evidente que con la aparición de la fatiga observamos una activación más temprana de los músculos antagonistas (Billaut et al., 2005). La coordinación neuromuscular se ve alterada con la fatiga y podría ejercer una carga excesiva sobre los tejidos musculares circundantes, lo cual podría inducir una tensión de cizallamiento excesiva y aumentar el riesgo lesional (Schuermans et al., 2014). Asimismo, la fatiga generada por un RSE parece aumentar el módulo de cizalladura del BFLh (Pimenta et al., 2023). Además, se ha informado de una modificación en el patrón de reclutamiento de las fibras musculares con un menor reclutamiento de fibras de conducción más rápidas. Lo más probable es que la contribución relativa de las fibras musculares tipo I involucradas en la generación de fuerza aumente durante el RSE como resultado de la mayor fatigabilidad de las fibras tipo II, que son solicitadas durante esta modalidad de ejercicio (Casey et al., 1996). Por otra parte, se ha informado de una disminución en la amplitud de la onda M, pero no en la duración después de un RSE, lo que sugiere que la transmisión sináptica del potencial de acción podría estar alterada (Perrey et al., 2010).

Como hemos destacado anteriormente, la fatiga parece tener un efecto en la activación muscular. Pinniger et al., (2000) informaron de un aumento significativo en la duración de la actividad de los músculos isquiotibiales y de un cese más temprano de la actividad del recto femoral durante la fase de "swing". Además, la evaluación de la EMG indica que la fatiga del bíceps femoral y del recto femoral ocurre más temprano que en otros músculos de la extremidad inferior, como el vasto lateral, el gastrocnemio y el tibial anterior, durante la carrera de alta velocidad, pero no en la de baja velocidad (Hanon et al., 2005).

Además, mientras que el torque del músculo isquiotibial durante la flexión de rodilla estaba relacionado con la producción de fuerza horizontal en un estado no fatigado (Morin et al., 2015), esta asociación no se ha observado en condición de fatiga. De forma superpuesta, se ha demostrado que una disminución menor en la producción de fuerza horizontal después de la fatiga estaba principalmente asociada con una reducción menor en la actividad del glúteo mayor al final de la fase de "swing" (Edouard et al., 2018). Los autores sugirieron que la disminución de la potencia

máxima en condiciones de fatiga podría estar vinculada a la reducción en la fuerza horizontal, ya que la producción total de fuerza no parece cambiar de forma significativa. Fue confirmado por otros autores (Jiménez-Reyes et al., 2019) y podría deberse en parte a una función reducida del músculo isquiotibial, lo cual provocaría un aumento en la contribución de otros extensores de cadera como el glúteo mayor (Edouard et al., 2018). En otras palabras, si los glúteos no están preparados para tomar el relevo en condiciones de fatiga para mantener el rendimiento y aliviar los isquiotibiales, estos están más expuestos al riesgo de lesiones (Iguchi et al., 2023).

En lo que respecta el “stiffness” muscular, se ha descrito que el nivel de rigidez tiende a disminuir cuando la fatiga es inducida por el sprint (Morin et al., 2006). La disminución de la rigidez muscular en las extremidades inferiores observada durante ejercicios fatigantes conlleva una reducción en la cantidad de energía elástica almacenada. Esto se traduce en una menor eficiencia del ciclo estiramiento-acortamiento (Cormack et al., 2013). Se ha sugerido que la fatiga neuromuscular se asocia con una reducción en la aceleración vertical, y se ha especulado que este resultado se debería a la incapacidad del sistema neuromuscular para mantener la rigidez vertical (Cormack et al., 2013). Estos cambios, a su vez, promueven la adopción de un patrón de carrera conocido como "Groucho", una forma de locomoción donde las rodillas permanecen flexionadas durante todo el ciclo de carrera (Huygaerts et al., 2020). Esto reduce las fuerzas de reacción vertical del suelo, incluyendo las fuerzas de impacto, pero aumentando el costo energético de la locomoción al minimizar el rebote elástico del cuerpo. Por lo tanto, está asociado con una disminución en la velocidad de carrera, la reducción de las habilidades de aceleración/desaceleración y un mayor consumo de oxígeno (Cormack et al., 2013; McMahan et al., 1987). Aquí, se describe claramente un patrón en el que el centro de masa aumenta su rango de movimiento, yéndose más abajo debido a la disminución de la rigidez vertical en condiciones de fatiga (Morin et al., 2006).

1.8.3 Adaptaciones cinemáticas en condiciones de fatiga

Hay que tener en cuenta que los cambios a nivel fisiológico y neuromuscular repercuten en la biomecánica del sprint. De hecho, la coordinación neuromuscular y la menor eficiencia de la maquinaria muscular tienen consecuencias directas en la cinemática de la carrera.

La fatiga parece tener un claro impacto en la biomecánica del sprint. En relación a este tema, los primeros estudios que investigaron la relación entre la fatiga y la biomecánica del sprint se remontan a finales del siglo XX. Dos grupos de investigación publicaron estudios que demostraron que la fatiga induce cambios significativos en la biomecánica del sprint, incluyendo una disminución de la flexión de cadera y de la velocidad angular del muslo junto a un aumento de la extensión de rodilla durante la fase de "swing". Cabe señalar que en estos estudios la fatiga fue generada a través de un único sprint largo de 200 o 400 metros (Sprague & Mann, 1983; Tupa et al., 1995).

Posteriormente, a principios del siglo XXI, dos estudios ampliaron nuestros conocimientos sobre el tema. Estos estudios intentaron describir con precisión la relación entre la fatiga, la biomecánica del sprint y el riesgo de HSI (Pinniger et al., 2000; Small et al., 2009). Si se analizan los protocolos de fatiga utilizados, se observa que el protocolo de fatiga utilizado por Pinniger y su equipo de trabajo fue el siguiente: una primera tarea específica de fatiga generada por una máquina isocinética en la que los sujetos realizaron tres bloques de veinte repeticiones de "curl" de piernas con 1 minuto de descanso entre cada bloque. Luego, se realizó una segunda tarea, esta vez un RSE en el que cada sujeto debía realizar 10 sprints de 40 metros con 30 segundos de descanso entre cada sprint. Sin embargo, el protocolo implementado por Small et al. (2009) difería, ya que se trataba del SAFT90. El objetivo de este protocolo es replicar las demandas a las que se enfrentan los jugadores durante un partido de fútbol. El SAFT90 consiste en dos periodos de 45 minutos con 15 minutos de descanso entre ellos.

Con estos dos protocolos claramente diferenciados, es lógico esperar resultados igualmente distintos entre los dos estudios. Small et al. (2009) describe una disminución del ángulo máximo de flexión de cadera, así como un aumento del ángulo máximo de extensión de cadera en condiciones de fatiga. Además, este mismo estudio informa de una disminución del ángulo máximo combinado de flexión de cadera y extensión de rodilla, lo que sugiere una reducción de la longitud de los isquiotibiales, así como una disminución del ángulo máximo combinado de extensión de cadera y flexión de rodilla. Esta reducción en la extensión de la rodilla es un primer punto de desacuerdo con el estudio de Pinniger et al. (2000). En efecto, Pinniger et al. (2000) informan de un aumento de la extensión de la rodilla en condiciones de fatiga. En este

aspecto, dos estudios recientes proporcionan nuevos datos y se puede observar una disminución del pico de extensión de rodilla durante el "late-swing" en condiciones de fatiga (Baumert et al., 2021). Sin embargo, un segundo estudio nos informa que el pico de extensión de rodilla aumenta y el pico de flexión de cadera disminuye durante esta misma fase del sprint (Wilmes et al., 2021). Por lo tanto, dos estudios reportan una disminución en la extensión de rodilla en condiciones de fatiga, mientras que otros dos afirman que la rodilla tiende a aumentar su extensión cuando la fatiga está presente. Lo manifestado por los sujetos sorprende y quizá se deba a los distintos protocolos de fatiga. No obstante, una mayor extensión podría ser el resultado de una capacidad reducida de los isquiotibiales fatigados para limitar el punto final del movimiento de la pierna hacia adelante (Pinniger et al., 2000). Este último punto es interesante, ya que durante el "late-swing", los isquiotibiales trabajan de manera excéntrica para frenar el movimiento hacia adelante del miembro inferior (Stanton & Purdham, 1989). A su vez, se ha informado que la fatiga asociada con el SAFT90 causa una disminución en la fuerza excéntrica de los isquiotibiales (Small et al., 2010), lo cual podría respaldar la teoría de Pinniger.

La velocidad angular del miembro inferior parece ser otro factor que influye en esta incapacidad de frenar la pierna ipsilateral durante el "late-swing". En este sentido, Small et al. (2009) han reportado un aumento en la velocidad segmentaria de la tibia, lo que podría dar resultado a que la pierna presente un patrón de movimiento llamado "whipped" (Tupa et al., 1995). Se ha sugerido que un aumento en la velocidad angular del miembro inferior está relacionado con una capacidad disminuida de los isquiotibiales para frenar la pierna. Sin embargo, Pinniger et al. (2000) han reportado una disminución en la velocidad angular de la pierna justo antes del "touchdown". Además, los sujetos presentaron un desplazamiento angular significativamente menor del tronco, muslo y de los segmentos de la pierna desde el momento de máxima extensión de rodilla en la fase de swing hasta el contacto inicial con el suelo en condiciones de fatiga. Los autores atribuyeron estos cambios a la disminución de la flexión del muslo y al aumento de la extensión de rodilla durante el momento de máxima extensión de rodilla en la fase de "swing". Los cambios cinemáticos mencionados parecen actuar como mecanismos de protección para reducir el nivel de "strain" impuesto sobre los isquiotibiales en fases críticas de la zancada (Pinniger et al., 2000). Las investigaciones citadas anteriormente coinciden en que, en condiciones

de fatiga, los sujetos tienden a presentar una disminución en los ángulos de flexión del muslo. Esto se presenta por los autores como un mecanismo de protección con el objetivo de reducir el estrés en la musculatura isquiotibial (Pinniger et al., 2000; Small et al., 2009).

Para finalizar, según Small et al. (2009) el APT debe ser analizado, ya que aumenta en condiciones de fatiga. Como hemos mencionado anteriormente, el APT desempeña un papel fundamental en el nivel de "strain" sometido a los isquiotibiales (Mendiguchia et al., 2024). Un mayor APT se puede asociar a un aumento de la lordosis lumbar, lo cual es común en deportes que involucran acciones de patada como resultado de un desarrollo excesivo del iliopsoas (Rasch & Burke, 1978). Por consiguiente, un mayor nivel de APT se asocia a una mayor flexión de tronco y puede predisponer a los isquiotibiales a sufrir lesiones al aumentar la longitud de su UMT (Higashihara et al., 2015; Small et al., 2009).

Todos los cambios descritos en condiciones de fatiga que ocurren al final ("late-swing pase") y al inicio ("early-stance") del ciclo de carrera se ven influenciados por eventos que ocurren a lo largo de todo el ciclo. Como ejemplo, durante el "toe-off", se ha informado de una mayor extensión del muslo (Pinniger et al., 2000; Small et al., 2009). Los autores mencionan que este cambio, podría explicar la disminución significativa de la flexión del muslo durante el momento de máxima extensión de rodilla en la fase de "swing". Aquí, los sujetos no son capaces de adelantar tanto el muslo en preparación para el "touchdown" cuando están fatigados (Pinniger et al., 2000; Small et al., 2009; Tupa et al., 1995). Todos los cambios cinemáticos están resumidos en la **Tabla 2**.

Tabla 2. Principales resultados cinemáticos reportados en condiciones de fatiga.

Estudios	Sujetos	Protocolo de fatiga	Principales resultados	Visualización
Sprague et Mann. (1983)	15 atletas	400 metros	<ul style="list-style-type: none"> • Decreased hip flexion and thigh angular velocity during the swing phase of the stride cycle. • Increased knee extension during the swing phase of the stride cycle. 	
Tupa et al. (1995)	Atletas	200 metros	<ul style="list-style-type: none"> • Decreased hip flexion and increased knee extension during the swing phase of the stride cycle. 	
Pinnigier et al. (2000)	12 jugadores de fútbol y un jugador de rugby	3x20 repeticiones de curl de piernas + RSA 10x40m con 30 segundos de descanso entre cada sprint	<ul style="list-style-type: none"> • Decreased hip flexion and increased knee extension at the point of maximum knee extension in the swing phase. • Decreased leg angular velocity immediately before foot strike and decreased angular displacement of the trunk, thigh, and leg segments during the late swing phase of the sprint cycle. 	
Small et al. (2009)	9 futbolistas semiprofesionales	SAFT90	<ul style="list-style-type: none"> • Reduced maximum hip flexion and knee extension angles during the late swing phase. • Increased anterior pelvic tilt. • Increased lower limb segmental velocity. 	
Baumert et al. (2021)	20 deportistas activos, saludables que practican deporte de manera recreativa	15x30m sprint con 1'30" de descanso entre cada sprint	<ul style="list-style-type: none"> • Decreased peak knee extension during the late swing phase. 	
Wilmes et al. (2021)	10 jugadores de fútbol amateur	SAFT90	<ul style="list-style-type: none"> • Peak knee extension increased during the final part of the swing phase. • Peak hip flexion decreased during the final part of the swing phase. 	

En conclusión, los dos principales estudios que han investigado la relación entre la biomecánica del sprint y el riesgo de lesión en los isquiotibiales han arrojados resultados opuestos. Un primer estudio demostró que, durante un sprint en condiciones de fatiga, los sujetos adoptaban un patrón de movimiento que reducía el "strain" en los isquiotibiales como una forma de protegerse de las lesiones (Pinniger et al., 2000). En contraste, un segundo estudio describió que, en condiciones de fatiga, los sujetos presentaban un patrón de movimiento que aumentaba el nivel de "strain" en los isquiotibiales. Por lo tanto, dichas adaptaciones favorecerían el riesgo lesional (Small et al., 2009).

1.8.4 Otros factores relacionados con la fatiga

A lo largo de los últimos años, se investigaron otras variables biomecánicas relacionadas con la fatiga y los músculos isquiotibiales como la fuerza isométrica máxima o bien la cinética del sprint. Se ha demostrado una disminución significativa en la fuerza de los músculos isquiotibiales después de un partido simulado de fútbol (Delextrat et al., 2018; Matinlauri et al., 2019). Schuermans et al. (2016) han mostrado que el riesgo de sufrir una lesión en los isquiotibiales se incrementaba en jugadores con lesiones anteriores y bajos niveles de resistencia de fuerza en la flexión de rodilla. Además, otro estudio demostró que los jugadores que sufrieron una lesión en los isquiotibiales durante la temporada realizaron significativamente menos repeticiones durante un ejercicio de puente de isquiotibiales a una pierna hasta el fallo (Freckleton et al., 2014). En conclusión, Lord et al. (2019) demostraron que calcular las diferencias en la producción de fuerza horizontal entre las piernas durante un RSE permitía identificar los jugadores con HSI previa.

1.9 Reducción del riesgo de lesión

La prevención de lesiones es un tema ampliamente tratado en la literatura. Existen dos tipos de prevención: en primer lugar, la prevención primaria, cuyo objetivo es evitar que el deportista se lesione por primera vez. En segundo lugar, la prevención secundaria, cuyo objetivo es reducir el riesgo de reincidencia de una lesión (Emery & Pasanen, 2019). Con el fin de optimizar la prevención de lesiones, un reciente estudio ha propuesto un modelo de implementación que podemos observar en la **Figura 10** (O'Brien et al., 2019).

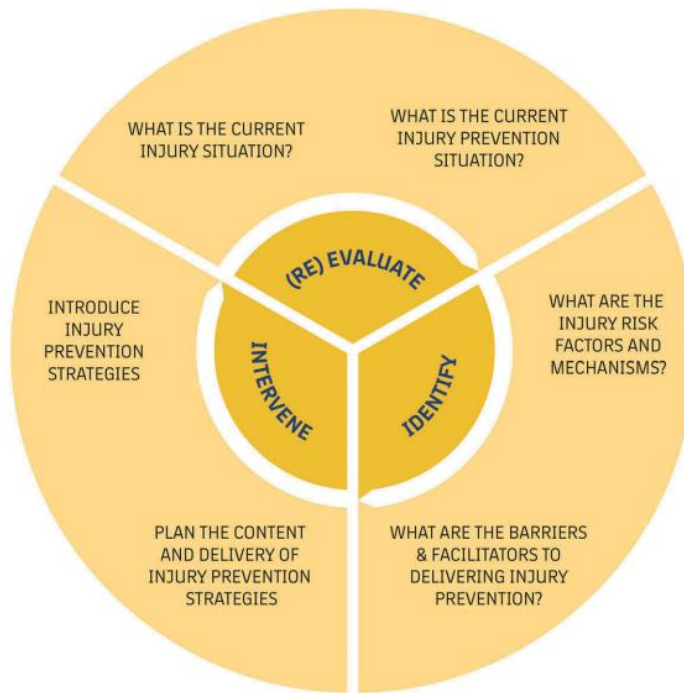


Figura 10. Modelo de prevención de lesiones en deportes de equipo (modelo Team-sport Injury Prevention (TIP)), publicado por O'Brien et al. (2019).

En cuanto a la prevención de la HSI, se ha demostrado que la gran mayoría de los equipos de fútbol implementan protocolos de prevención de lesiones en los isquiotibiales, pero a pesar de ello, el contenido y la aplicación de los programas de prevención parecen ser subóptimos en muchos equipos de élite en Bélgica e Inglaterra (Van Crombrugge et al., 2019). Numerosos estudios informan sobre la efectividad de ciertos programas de prevención (Bisciotti et al., 2020). No obstante, la HSI parece ser multifactorial y cada vez más modelos proponen enfoques de prevención más complejos y más completos con el objetivo de intentar obtener todas las piezas del puzle (Buckthorpe et al., 2019; Edouard et al., 2024; Lahti, Mendiguchia, et al., 2020; Suarez-Arrones et al., 2021).

Un reciente estudio ha reportado resultados prometedores con una reducción del 300% de las lesiones en los isquiotibiales después de una intervención multifactorial en comparación con las temporadas de control sin una intervención de prevención de lesiones claramente definida y estructurada. Durante las temporadas de intervención, los jugadores fueron sometidos a un protocolo preventivo multifactorial con enfoques individuales basados en las necesidades de los jugadores, el entrenamiento de fuerza, la gestión de la carga de entrenamiento, el tratamiento de

fisioterapia individualizado y la comunicación planificada del cuerpo técnico y médico (Edouard et al., 2024; Suarez-Arrones et al., 2021). Las últimas recomendaciones de cara a la prevención de lesiones en los isquiotibiales proponen incluir mediciones que incluyan el control lumbo-pélvico, el ROM de los isquiotibiales, la fuerza de la cadena posterior del muslo y las propiedades mecánicas de la carrera (Lahti, Mendiguchia, et al., 2020). Otro estudio, informa sobre cinco puntos muy específicos en los cuales insistir: fortalecer los isquiotibiales; optimizar la carga de entrenamiento a través del monitoreo y estrategias de recuperación; implementar un programa de control lumbo-pélvico; insistir sobre la calidad del movimiento y por último desarrollar la condición física de los jugadores (Buckthorpe et al., 2019).

Todo lo mencionado anteriormente parece ser clave en la prevención de lesiones, sin embargo, existe un factor que se repite una y otra vez. Se trata de la individualización de los programas de prevención y/o rehabilitación. Siguiendo este camino, parece que las medidas de prevención individualizadas y adaptadas a las características individuales podrían ayudar a maximizar la participación de los jugadores y, por consiguiente, mejorar la efectividad del protocolo (Edouard et al., 2022). En el último artículo citado, se encuentra una perfecta ilustración de este propósito (**Figura 11**).



Figura 11. Ilustración de la estrategia presentada mediante la metáfora del caballo de Troya. El caballo de Troya simboliza la manera de presentar las medidas de reducción del riesgo de lesiones. Cada color representa un enfoque de implementación de los protocolos. Los soldados del caballo de Troya representan las características de las medidas de prevención (números del 1 al 6, medidas de desarrollo físico, psicológico, de recuperación). El pueblo representa al atleta, y los diferentes colores representan un posible comportamiento en respuesta al protocolo. Por otro lado, los defensores de cada pueblo representan los factores de riesgo físicos o psicológicos (números del 7 al 12). Fuente (Edouard et al., 2022).

Objetivos e hipótesis

2. **Objetivos, hipótesis y variables de la tesis**

Tras una revisión de la literatura científica existente sobre el tema de investigación, y antes de detallar los objetivos específicos de cada artículo de la tesis, cabe enmarcar el proyecto en su conjunto. Esta tesis tiene como objetivo analizar el impacto de la fatiga a nivel agudo y su capacidad de adaptación a los entrenamientos a nivel crónico sobre variables cinéticas, cinemáticas y fisiológicas. A lo largo de este propósito, destaca una doble perspectiva: mejorar el rendimiento en sprint por un lado y encontrar nuevas piezas del puzzle de la prevención de lesiones por otra. Cada artículo que conforma el cuerpo de la presente tesis doctoral tiene objetivos propios, los cuales se abordarán en los artículos correspondientes y se ampliarán con subobjetivos específicos cuando sea necesario. En resumen, el escrito intenta investigar las consecuencias de la fatiga sobre el rendimiento en sprint y el riesgo lesional en los isquiotibiales.

Es evidente que hemos adquirido un mayor conocimiento sobre aspectos clave del rendimiento en sprint, tales como la fisiología y la biomecánica. Este incremento en nuestro entendimiento se refleja en el creciente número de publicaciones referenciadas en PubMed. No obstante, a pesar de este progreso, es necesario tener en cuenta ciertas consideraciones en la investigación:

- El fútbol ha aumentado sus demandas físicas y, a su vez, el riesgo de lesiones musculares.
- Se ha demostrado que las lesiones en la musculatura isquiotibial son multifactoriales, y este aumento en su incidencia queda reflejada en la dificultad para implementar pruebas que permitan identificar las variables de riesgo.
- A pesar de la diversidad de factores de riesgo, las investigaciones deberían centrarse en el mecanismo lesional más recurrente.
- Los estudios biomecánicos suelen llevarse a cabo en entornos de laboratorio, lo que dificulta su aplicación en el contexto de un equipo de fútbol.
- Las investigaciones publicadas suelen reportar los promedios de un grupo, pero no se ha encontrado ningún estudio que utilice un enfoque estadístico individual para analizar el rendimiento en el sprint desde una perspectiva biomecánica.

Con el objetivo de abordar estas consideraciones, nos planteamos las siguientes interrogantes:

- ¿Impacta la fatiga a todos los futbolistas de manera homogénea?
- ¿Qué tipos de adaptaciones cinemáticas se observan en condiciones de fatiga?
- ¿Es factible implementar una metodología de investigación que permita llevar a cabo un análisis biomecánico en los clubes?
- ¿Es posible realizar un entrenamiento específico de sprint en condiciones de fatiga para mitigar sus efectos adversos?
- ¿Están respaldadas las adaptaciones biomecánicas y de rendimiento, por otros tipos de adaptaciones en caso de existir?

2.1. Estudio 1: Effects of Fatigue Induced by Repeated Sprints on Sprint Biomechanics in Football Players: Should We Look at the Group or the Individual?

El primer artículo que compone esta tesis tiene como objetivo principal estudiar el impacto agudo de la fatiga sobre los parámetros cinético-cinemáticos del sprint. Como protocolo de fatiga se realizará un RSE de 2 bloques de seis sprints de 30 metros con 20 segundos de recuperación activa entre cada uno de los sprints y 3.5 minutos entre los dos bloques. Se medirá el perfil fuerza/velocidad para poder identificar las propiedades mecánicas (V_0 , F_0 , potencia máxima, D_{rf} , RF) de cada uno de los jugadores. De forma complementaria, se registrarán las características cinemáticas (ángulo de tronco, rodilla y caderas) de todos los sujetos. Todas las variables mencionadas se medirán con fatiga y sin ella.

Las hipótesis iniciales para el estudio 1 son las siguientes:

- (1) El RSE inducirá una disminución en el rendimiento, reflejándose en la caída de las propiedades mecánicas del sprint. De forma más concreta la potencia máxima generada será reducida por culpa de una reducción significativa del valor de V_0 .

- (2) En condiciones de fatiga y durante la fase de “early-stance”, algunos sujetos exhibirán un patrón de movimiento que aumentará el nivel teórico de “strain” en los isquiotibiales, mientras que otros reducirán esta variable.

Para poder comprobar las hipótesis formuladas, respecto a las propiedades del sprint, se realizará una prueba *t* de Student para muestras apareadas. En cuanto a las variables cinemáticas, se implementará un análisis novedoso dado a su carácter individual, el “cluster analysis” (análisis de agrupamiento).

2.2. Estudio 2: Effects of Fatigue Induced by Repeated Sprints on 3D Pelvic Kinematics During the Gait Cycle: A Statistical Parametric Mapping and Individual Approach

El segundo estudio que formará parte de este escrito cumplirá el siguiente objetivo: estudiar el impacto agudo de la fatiga sobre la biomecánica 3D de la pelvis. El protocolo de fatiga implementado seguirá el ejemplo descrito en el estudio 1. Los sujetos se someterán a una prueba de marcha conocida como el “walk-test”. Se medirán los movimientos en 3 dimensiones de la pelvis, es decir: en el plano sagital se medirá el nivel de “tilt” de la pelvis (anterior o posterior), en el plano transversal se recogerá la rotación de la pelvis (interna o externa) y por fin en el plano frontal se tomará en cuenta el nivel de “drop” de la pelvis (hacia arriba o hacia abajo). Al igual que en el primer estudio, todas las variables citadas se medirán con y sin fatiga.

Las siguientes hipótesis están formuladas de cara al segundo estudio:

- (1) A pesar de que se esté haciendo una prueba a velocidades bajas (andando), el protocolo de fatiga podrá inducir cambios significativos.
- (2) Los cambios inducidos por la fatiga reducirán el control lumbo-pélvico.
- (3) La pelvis presentará un patrón de movimiento 3D que incluirá un mayor APT, un “drop” pélvico significativamente más alto y con más rotaciones en condición de fatiga.

Con el objetivo de comprobar las hipótesis de partida, se realizará un t-test para muestras apareadas en las variables discretas (picos de APT, “drop” y rotación). Sin embargo, con el objetivo de discriminar las otras variables del ciclo de carrera entero, se llevará a cabo una prueba llamada “Statistical Parametric Mapping” (SPM).

2.3. Estudio 3: Enhancing Sprint Performance and Biomechanics in Semi-Professional Soccer Players through Repeated Sprint Training

El tercer y penúltimo artículo intentará indagar el impacto de un programa de entrenamiento basado en la capacidad de repetición de sprints sobre los factores de rendimiento y cinemáticos del sprint. En colaboración con el preparador físico del club, se implementará un entrenamiento tipo RSE a la semana. Además, los jugadores se someterán antes y después del protocolo de intervención a una prueba de 7 sprints intercalados con 20 segundos de recuperación activa. La intervención seguirá los modelos publicados y la carga de entrenamiento seguirá una dinámica de incremento semanal. Se analizarán variables relacionadas con el rendimiento en sprint, como los tiempos de 0-20, 0-30 y 20-30 m. Para cada uno de los tramos mencionados, se extraerán variables específicas al RSA, como el mejor sprint (RSA_{best}), el último sprint (RSA_{s7}), el tiempo medio y total para realizar el RSE (RSA_{mean} y RSA_{tt}). De forma complementaria, se recogerán variables cinemáticas relacionadas con el nivel de “strain” en los isquiotibiales como los ángulos del tronco, de la rodilla y de las caderas. En relación con el control lumbo-pélvico, se calculará el “kick-back score”.

Las hipótesis para el estudio 3 se formulan de la siguiente manera:

- (1) Un RST mejora el rendimiento en sprint y las variables específicas al RSA.
- (2) Durante el pretest y en condición de fatiga, la cinemática de carrera favorecerá la aparición del “strain” en la musculatura isquiotibial.
- (3) Después de las 8 semanas de intervención, los sujetos adoptarán un patrón de movimiento preventivo de cara a la aparición del “strain” en los isquiotibiales.
- (4) Después de la intervención, la cinemática del sprint no cambiará de manera significativa si no hay fatiga.

En primer lugar, se realizará un t-test para muestras apareadas para explorar el efecto de la fatiga en las variables relacionadas con el RSA. Para poder comprobar la efectividad del entrenamiento implementado, se llevará a cabo una ANOVA de medidas repetidas, ya que se compararán 4 momentos distintos (el pre y post antes de la intervención y el pre y post después de la intervención). Además, se calculará el “Smallest Worthwhile Change” (SWC) cuyo objetivo será identificar los cambios a nivel individual.

2.4. Estudio 4: Effects of Repeated-Sprint Training on sprint performance, and blood metabolites in women professional soccer players

La última publicación que formará parte del cuerpo de esta tesis tendrá como objetivo principal valorar el impacto de un programa de entrenamiento basado en la capacidad de repetir sprints en el rendimiento en sprint, resistencia y los factores fisiológicos relacionados con el rendimiento durante un RSE. De la misma forma que en el estudio 3, se implementará un entrenamiento basado en RSE con la colaboración del preparador físico del equipo. Se formarán 2 grupos de entrenamiento dentro del equipo, un grupo entrenará realizando 6 sprints de 30 metros y recuperando 15 segundos entre cada uno de los sprints. El segundo grupo tendrá las mismas características de cara al RSE, pero descansará 30 segundos entre cada sprint. Para evaluar la efectividad de la intervención, todas las jugadoras se someterán a una prueba de 15 sprints de 30 metros, recuperando 24 segundos entre cada sprint antes y después el protocolo de entrenamiento. Durante RSE, se medirán el rendimiento durante el sprint de 30 m con y sin fatiga, el RSA_{mean} y el RSA_{dec} . Tras el RSE descrito, se recogerán datos como el RPE y los niveles de lactato y amonio sanguíneo para intentar caracterizar la fatiga percibida por un lado y la fatiga fisiológica por otro. Con el objetivo de medir la fatiga neuromuscular, las jugadoras realizarán un CMJ antes y después del protocolo de RSE los días de prueba. Además, se medirán otras variables relacionadas con el rendimiento como el 200-m y el 30-15 IFT.

Se formularán varias hipótesis de cara al estudio número 4:

- (1) Los dos grupos mejorarán sus variables relacionadas con el RSA, su rendimiento en sprint (30 m y 200 m) y su velocidad durante el 30-15 IFT.
- (2) La fatiga neuromuscular (medida a través del CMJ) será menor.
- (3) Un entrenamiento basado en la capacidad de repetir sprints implica adaptaciones fisiológicas (nivel de lactato y amonio) que permiten explicar la mejora del rendimiento.
- (4) El esfuerzo percibido para la misma prueba será menor durante el post test.
- (5) El grupo con más descanso entre cada sprint (30 segundos) presentará mejoras superiores en el sprint de 30 m sin fatiga en comparación con el grupo con menos recuperación (15 segundos).

Con el objetivo de comprobar las hipótesis, se realizará una prueba t para muestras independientes, a fin de asegurarse que no hay diferencias significativas

entre los dos grupos antes de iniciar la intervención. Con el objetivo de desvelar los cambios de cada grupo (análisis intragrupal), también se realizará un t-test para muestras apareadas. Además, se profundizarán las pruebas estadísticas y se estudiarán las diferencias entre grupos (análisis intergrupalo). Por lo tanto, se llevará a cabo una ANOVA de medidas repetidas de dos factores, el primer factor representará el grupo de entrenamiento (15 o 30) y el segundo factor el momento del test (PRE o POST intervención).

Artículos

3. Artículos

3.1. Estudio 1: Effects of Fatigue Induced by Repeated Sprints on Sprint Biomechanics in Football Players: Should We Look at the Group or the Individual?

Effects of Fatigue Induced by Repeated Sprints on Sprint Biomechanics in Football Players: Should We Look at the Group or the Individual?

Valentin Romero¹, Johan Lahti², Adrián Castaño Zambudio¹, Jurdan Mendiguchia³, Pedro Jiménez Reyes¹, Jean-Benoît Morin⁴.

¹ Rey Juan Carlos University, Centre for Sport Studies, Madrid, Spain

² Université Côte d'Azur, LAMHES, Nice, France

³ Department of Physical Therapy, ZENTRUM Rehab and Performance Center, Barañain, Spain

⁴ Inter-university Laboratory of Human Movement Biology (LIBM EA 7424), University of Lyon, University Jean Monnet, F-42023. Saint Etienne, France

Abstract: The aim of this study was to analyse the influence of fatigue on sprint biomechanics. Fifty-one football players performed twelve maximal 30 m sprints with 20 s recovery between each sprint. Sprint kinetics were computed from running speed data and a high-frequency camera (240 Hz) was used to study kinematic data. A cluster analysis (K-mean clustering) was conducted to classify individual kinematic adaptations. A large decrease in maximal power output and less efficiency in horizontally orienting the ground reaction force were observed in fatigued participants. In addition, individual changes in kinematic components were observed, and, according to the cluster analysis, five clusters were identified. Changes in trunk, knee, and hip angles led to an overall theoretical increase in hamstring strain for some players (Cluster 5, 20/51) but to an overall decrease for some others (Cluster 1, 11/51). This study showed that the repeated sprint ability (RSA) protocol had an impact on both kinetics and kinematics. Moreover, fatigue affected the kinematics in a different way for each player, and these individual changes were associated with either higher or lower hamstring length and thus strain.

Keywords: fatigue; biomechanics; hamstrings; injuries; football

Introduction

Football's physical demands cover a wide spectrum of intensities during a match, from standing to walking, jogging, and sprinting (Dellal et al., 2011; Djaoui et al., 2014). However, only high-intensity actions have been related to decisive and crucial actions during matches (Faude et al., 2012; Rampinini et al., 2007). During high-intensity running, the hamstrings display a peak in surface electromyography activity (Higashihara et al., 2018; Morin et al., 2015) but also estimated length and force peaks (Heiderscheit et al., 2005; H. Liu et al., 2012; Schache et al., 2009; Yu et al., 2017). This maximal magnitude of hamstring activity (as assessed with surface electromyography) can only be observed through this type of running-based activity (Hegyi et al., 2019; Prince et al., 2020; Van Den Tillaar et al., 2017). Over the last few years, a gradual increase in sprinting speed demands has been reported (Barnes et al., 2014; Haugen et al., 2013). As a result, one of the major problems associated with this kind of effort (i.e., hamstring muscle injury) has increased (Ekstrand et al., 2020; Hägglund et al., 2006; Hallén & Ekstrand, 2014; Jones et al., 2019; J. Orchard et al., 2005; Raya-González et al., 2020; Woods et al., 2004).

Since up to 60% of reported injuries involving these muscles occur during high-speed actions (Woods et al., 2004), numerous studies have attempted to identify the sprint phase that presents the greatest risk for hamstring injury. Thus, some studies have determined the late swing phase to be the key phase for hamstring muscle injury (Chumanov et al., 2011, 2012; Schache et al., 2012; Yu et al., 2008), while others have established that it was the early stance (Mann & Sprague, 1980; Ono et al., 2015; J. W. Orchard, 2012). However, due to their very short duration, these two phases can be considered as one, known as the "Swing–Stance Transition" (Sun et al., 2015). Therefore, it seems logical to expect both phases of sprinting to be a key parameter in soccer both from a performance and injury prevention perspective (Y. Liu et al., 2017). Indeed, during late swing phase, it has been stated that the capability of the hamstring muscles to absorb the kinetic energy of the lower limb is key for sprint performance (Chapman & Caldwell, 1983). The ability to absorb this energy is particularly important during the early stance because strong opposing forces resulting from the ground reaction force are likely to increase the risk of hamstring injury (Y. Liu et al., 2017; Ono et al., 2015; J. W. Orchard, 2012). Considering that many of the reported injuries occur while players perform under significant fatigue (Raya-González et al., 2020; Woods et

al., 2004), it seems relevant to mention that recently higher high-speed running and lower recovery between high-speed bouts were reported immediately before an injury (Carling et al., 2010; Gregson et al., 2020). As a result, in fatigue conditions, muscles are injured at a similar length but fatigued muscles are likely able to absorb less energy before failure (Mair et al., 1996). Consequently, this context is considered to be crucial for football-related injuries and may favour strain, which is the main cause of hamstring injury (Yu et al., 2017). Strain has been defined as an excessive tensile load (Järvinen et al., 2000; de Souza & Gottfried, 2013) which usually occurs when opposing tensile forces are simultaneously present (Beltran et al., 2012), and during fatigue (Mair et al., 1996).

Assessing individual responses to the effects of fatigue on sprint kinetics and kinematics may help in understanding the complex reality of sprint-related hamstring injuries. Thus, when analysing the effects of a repeated sprints protocol, a significant decrease in performance can be observed together with a decrease in horizontal force production, not equally reflected in the total (i.e., resultant) ground reaction force recorded, which is practically unaltered by the fatigue protocols (Edouard et al., 2018; Jiménez-Reyes et al., 2019; Morin et al., 2011, 2015). Similarly, the use of simple methodologies based on the position–time or speed–time data analysis is sensitive enough to assess the impact of this type of protocol on the ability to produce force. For example, studies by Nagahara et al. (2016) or Jiménez-Reyes et al. (2019) showed an unequal decrease in the theoretical maximal velocity and force outputs, the former being the most affected by fatigue.

However, the scientific literature has not only explored effects related to the kinetic component of sprint performance but also investigated the kinematics component. To our knowledge, only two studies have described the impact of acute fatigue on sprint kinematics and the associated risk of hamstring strain (Pinniger et al., 2000; Small et al., 2009). Only Small et al. (2009) reported kinematic changes that could be associated with a greater hamstring strain, with an increase in anteroposterior pelvic tilt with fatigue during the entire stride. In contrast, Pinniger et al. (2000) found that, when fatigued, athletes adopted a movement pattern that would be more protective (i.e., associated with less hamstring strain). Specifically, pilot studies showed that modifications in trunk, hip, or knee angle led to changes in hamstring length that were prospectively associated with hamstring injury risk (Higashihara et al.,

2015; Kenneally-Dabrowski et al., 2019; Schache et al., 2000; Schuermans et al., 2017; Thelen et al., 2006).

Based on the available evidence, hamstring injury is a major issue in football, especially when players are fatigued. Thus, the ability to identify individuals showing running mechanics that can be associated with higher strain levels under ecological conditions could represent a major novelty in understanding the mechanisms of injury and more effectively targeting injury prevention strategies. Therefore, the objective of this study was to analyse the effect of fatigue on sprint kinetics and kinematics and the estimated hamstring strain resulting from a repeated sprint ability (RSA) protocol. We hypothesised that: (i) uniform adaptations would be reported for kinetic parameters, and (ii) non-uniform movement patterns would be evident between subjects during a fatigued condition.

Materials and Methods

Subjects

Fifty-one male football players (mean \pm SD: age: 19.2 ± 1.74 years; height: 1.77 ± 0.06 m; body mass: 71.0 ± 9.79 kg) volunteered to participate in this study. All were sports science students and practiced in amateur competitive football. An informed consent was signed by all athletes on the day of testing, and the testing procedures were approved by the local review board and performed in the accredited research centre LAMHESS (#2016-08) in accordance with the Declaration of Helsinki.

Procedures

All participants performed the same warm-up. The warm-up included five minutes of low-intensity running, three dynamic stretch drills (hamstrings, gluteals, hip flexors), three sprint drills (knee lifts, A-skips, scissor runs), and three progressive accelerations (60, 80, and 100% of their maximal velocity). After warm-up, all participants performed a 30 m all-out sprint 5 min before the designed repeated sprint protocol. This protocol consisted of two sets of six 30 m all-out sprints with 20 s active recovery between each sprint and 3.5 min passive recovery between each set. All the players had already completed at least one RSA test with their respective clubs and were familiar with this type of effort. The test was performed on a synthetic pitch in the same weather conditions for all participants, and all protocols were performed in the

morning. A verbal explanation of the protocol was given to each participant before the start of the session, and during the protocol verbal encouragement was provided.

Sprint Kinetics

For each sprint, sprint performance (split times 0–5, 0–10, and 0–20 m, in seconds) and mechanical outputs were computed using a radar device with a 46.875 Hz sampling frequency (Stalker ATS II Version 5.0.2.1, Applied Concepts, Dallas, TX, USA). Velocity–time data were collected using STATS software (Model: Stalker ATS II Version 5.0.2.1, Applied Concepts, Dallas, TX, USA) provided by the radar manufacturer. For each sprint, players accelerated from a standing position to their maximal velocity plateau. Individual linear sprint force–velocity (FV) profiles were then extrapolated from the fitting of the velocity–time data with an exponential function (Morin et al., 2019; Samozino et al., 2016). The method of Samozino et al. (2016) was used to compute the sprint acceleration mechanical outputs based on an inverse dynamics approach applied to the centre of mass displacement. Thus, for each sprint the force/velocity profile was modelled (Samozino et al., 2016), and individual force–velocity relationships were determined using the least squares regression method, with a time adjustment to ensure the actual start of the computation at $t = 0$ s, in case of delay between the time trigger and the actual increase in velocity (Morin et al., 2019). Theoretical maximal horizontal force production (F_0 , N.kg⁻¹) and theoretical maximal running velocity (V_0 , m.s⁻¹) were calculated as the intercepts of the force–velocity relationship. Maximal mechanical power output associated with the horizontal component of the ground reaction force (P_{max} , W.kg⁻¹) was determined as $F_0 \times V_0/4$. The ratio of force (RF) was computed as the ratio of the step-averaged horizontal component of the ground reaction force to the corresponding resultant force. Rate of decrease in RF (D_{rf}), computed as the slope of the linear RF–velocity relationship, represented the decrement in RF with increasing speed (Morin & Samozino, 2016). The maximal value of the ratio of force (RF_{peak} , %) was identified as the highest RF value. Finally, for each sprint start, back steps (characterised by a quick step opposite the desired direction of travel) were forbidden to prevent an alteration in performance during the first steps (Schwenzfeier et al., 2020).

Sprint Kinematics

For all sprints, video images were obtained at 240 Hz using a smart phone video camera at an HD resolution of 720p (Iphone 6S, Apple Inc., Cupertino, CA, USA). The cameras were placed on tripods at 9 m perpendicular to the running lane and at the 25 m mark along a 0–30 m line, at hip height, allowing a 9 m field of view. A 5 m horizontal video calibration was recorded at each data collection session. The objective was to capture sagittal plane images during the maximal velocity phase from 22.5 m to 27.5 m, given that team sport athletes run at 95% to 100% of their maximal velocity within this section (Clark et al., 2019). The same leg sequence was analysed before and after the RSA protocol for each player, with a specific focus of the experimenters to analyse the sequence as close to the midpoint of the camera as possible. The first two sprints (pre-fatigue condition) and the last two (fatigued condition) were analysed twice to improve reliability of the digital markers method. The kinematic sprint sequence of interest was the touchdown (first frame in which the foot was visibly in contact with the ground). The human body was modelled as 18 points (see **Figure 1**). The raw video files were imported into a digitising software (Kinovea, version 0.8.27) and manually digitised at full resolution with a zoom factor of x6. In order to facilitate the manual analysis, nine reflective markers were attached to each participant at specific locations (shoulder, elbow, and wrist joint centres, head of third metacarpal, greater trochanters, medial and lateral aspects of the knee joint centres, medial and lateral malleoli joint centres, and first distal metatarsal-phalangeal) to define body segments. The digitalised coordinates were exported to Excel (Microsoft Office 2019) where kinematics were determined. Angles of the trunk (relative to the horizontal), hips, and knees (ipsilateral and contra-lateral) were quantified. This study used the same procedures as in previous studies (Bezodis et al., 2010; Lahti et al., 2020; Wild et al., 2018).

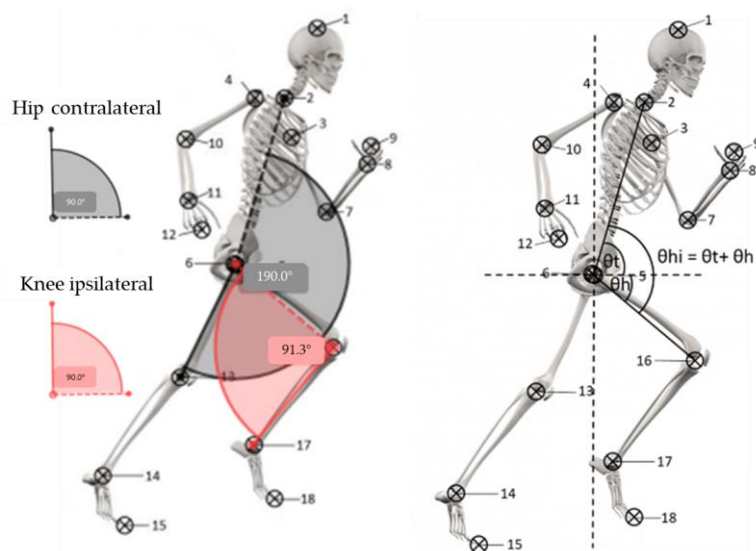


Figure 1. Human body modelling (18 points method: vertex of the head, halfway between the suprasternal notch and the 7th cervical vertebra, shoulder, elbow, and wrist joint centres, head of third metacarpal, hip, knee, and ankle joint centres, and the tip of the toe) and angle calculation methods.

Statistical Analyses

All statistical analyses were conducted using Statistica software, version 7.1, except the cluster analysis which was conducted with JASP (version 0.14.1.0, University of Amsterdam, Netherlands). Before further statistical analyses, the normal distribution of the variables (Shapiro–Wilk test) and the homogeneity of the variances (Levene’s test) were confirmed ($p > 0.05$). A t-test was used to explore the effect of fatigue on kinetics and kinematic variables, and statistical significance was set at $p < 0.05$. All data are presented as average, standard deviation (SD), and coefficient of variation (CV). Additionally, Cohen’s d was computed for comparing effect sizes (ESs). ESs were classified as trivial (<0.2), small ($0.2–0.49$), moderate ($0.5–0.79$), and large (>0.8) (Cohen, 1988) with 95% confidence intervals (including lower limit and upper limit). Smallest worthwhile change was implemented ($SWC = SD_{pre \text{ and post pooled}} \times 0.2$) in order to determine meaningful change (Buchheit, 2018). In addition, reliability statistical values were calculated, including intraclass correlation coefficient (ICC), coefficient of variation (CV), and minimum detectable change (MDC). Furthermore, a cluster analysis was conducted, and variables that have been reported in the literature to influence the hamstring strain level were selected, including trunk, ipsilateral knee and hip, and contralateral hip angles. According to the K-mean clustering and elbow method, the optimum number of clusters identified for analysis was 5. The model was optimised with respect to the Bayesian information criterion

(BIC). Using the method of Khair et al. (2021), clustering was repeated 5 times for each group and confirmed that each data point was consistently assigned to the same cluster group.

Results

Kinetics

The RSA protocol induced significant changes in kinetics for V0 ($-12.9\% \pm 6.1$; $p < 0.01$; ES: -1.99 , large decrease), F0 ($-6.98\% \pm 7.86$; $p < 0.01$; ES: -0.65 , moderate decrease), Pmax ($-18.9\% \pm 8.41$; $p < 0.01$; ES: -1.56 , large decrease), RF peak ($-6.42\% \pm 6.36$; $p < 0.01$; ES: -0.94 , large decrease), DRF ($-9.64\% \pm 12.72$; $p < 0.01$; ES: -0.71 , moderate decrease), and time at 5, 10, and 20 m ($6.33\% \pm 3.98$; $p < 0.01$; ES: 1.23 , large increase and $7.38\% \pm 3.86$; $p < 0.01$; ES: 1.51 , large increase and $9.00\% \pm 4.39$; $p < 0.01$; ES: 1.80 , large increase). All kinetic results are summarised in

Table 1.

Table 1. Changes in kinetic variables.

Variable	Pre $x \pm SD$ (CV)	Post $x \pm SD$ (CV)	$\% \Delta \pm SD$	p -Value	Effect Size (Lower/Upper 95% CI)	Descriptor	Individual Response (Increase/No Change/Decrease)
Vmax theoretical V0 (m/s)	8.53 ± 0.47 (5.53)	7.43 ± 0.62 (8.39)	-12.89 ± 6.09	<0.01	-1.99 ($-2.06/-1.92$)	Large decrease	0-1-50
Fmax theoretical F0 (N/kg)	7.50 ± 0.76 (10.08)	6.98 ± 0.85 (12.18)	-6.98 ± 7.86	<0.01	-0.65 ($-0.71/-0.60$)	Moderate decrease	6-9-36
Pmax (W/kg)	15.86 ± 1.88 (11.84)	12.86 ± 1.95 (15.19)	-18.90 ± 8.41	<0.01	-1.56 ($-1.63/-1.50$)	Large decrease	0-1-50
RFpeak	0.50 ± 0.03 (6.18)	0.47 ± 0.04 (7.89)	-6.42 ± 6.36	<0.01	-0.94 ($-1.00/-0.89$)	Large decrease	5-6-40
DRF	-0.08 ± 0.01 (10.62)	-0.09 ± 0.01 (-14.46)	-9.64 ± 12.72	<0.01	-0.71 ($-0.77/-0.66$)	Moderate decrease	11-4-36
Time @ 5 m (s)	1.39 ± 0.06 (4.60)	1.48 ± 0.08 (5.30)	6.33 ± 3.98	<0.01	1.23 (1.17/1.29)	Large increase	47-4-0
Time @ 10 m (s)	2.15 ± 0.09 (4.24)	2.31 ± 0.12 (5.10)	7.38 ± 3.86	<0.01	1.51 (1.45/1.57)	Large increase	50-1-0
Time @ 20 m (s)	3.48 ± 0.14 (4.12)	3.80 ± 0.20 (5.29)	9.00 ± 4.39	<0.01	1.80 (1.73/1.86)	Large increase	51-0-0

Kinematics

Fatigue induced a significant difference in touchdown kinematics with a more backward-inclined trunk angle ($3.52\% \pm 5.44$; $p < 0.01$; ES: 0.54 , moderate increase); a more extended ipsilateral knee angle ($1.84\% \pm 4.18$; $p = 0.003$; ES: 0.43 , small increase); and a more extended contralateral hip angle ($5.98\% \pm 6.46$; $p < 0.01$; ES: 1.16 , large increase). Subjects who significantly increased their values with fatigue showed a significant difference with a more backward-inclined trunk angle ($5.87\% \pm 3.69$; $p < 0.01$; ES: 1.03 , large increase); a more extended ipsilateral knee angle ($4.18\% \pm 3.68$; $p < 0.01$; ES: 0.93 large increase); and a more extended ipsilateral and contralateral hip angle ($5.87\% \pm 2.98$; $p < 0.01$; ES: 1.31 , large increase and $8.46\% \pm$

4.91; $p < 0.01$; ES: 1.95, large increase). Additionally, some subjects showed opposite changes with fatigue, and they showed significant changes with a more forward-inclined trunk angle ($-5.25\% \pm 5.79$; $p = 0.072$; ES: -0.89 , large decrease) and a less extended ipsilateral knee and hip angle ($-2.24\% \pm 2.14$; $p = 0.003$; ES: -0.85 , large decrease and $-7.07\% \pm 5.80$; $p < 0.01$; ES: -1.70 , large decrease) and contralateral hip angle (-4.98 ± 4.39 ; $p = 0.067$; ES: -1.03 , large decrease).

Cluster analysis showed that a five-cluster solution provided optimal treatment of variance. Thus, it was decided to use five cluster groups to minimise within-group variance (increase homogeneity) and maximise between-group variance. In addition, the R^2 value of the K-mean clustering was 0.75. The standard score is summarised in **Table 2**, and the density change is reported in **Figure 2**. The characteristics of each cluster were: Cluster 1 (C1) ($n = 11$, within-cluster heterogeneity = 0.21 and silhouette score = 0.40), Cluster 2 (C2) ($n = 16$, 0.23 and 0.39), Cluster 3 (C3) ($n = 1$, 0.00 and 0.00), Cluster 4 (C4) ($n = 3$, 0.06 and 0.58), and Cluster 5 (C5) ($n = 20$, 0.50 and 0.19). The within sum of squares for each subgroup was: C1 = 10.94, C2 = 11.81, C3 = 0.00, C4 = 3.13, and C5 = 26.08. All the sprint kinematic variables are visualised in **Figure 3**.

Table 2. Changes in kinematic variables and standard score according to cluster analysis during touchdown phase.

Touchdown Parameters				
Group	Trunk Angle	Hip Angle	Knee Angle	Contralateral Hip Angle
Pre x \pm SD (CV)	75.22 \pm 4.81 (6.39)	135.18 \pm 13.83 (5.47)	149.07 \pm 6.63 (4.45)	170.24 \pm 9.03 (5.30)
Post x \pm SD (CV)	77.74 \pm 4.47 (5.76)	135.23 \pm 12.51 (4.51)	151.63 \pm 5.30 (3.50)	180.02 \pm 7.82 (4.35)
% Δ \pm SD	3.52 \pm 5.44	0.28 \pm 6.09	1.84 \pm 4.18	5.98 \pm 6.46
p-value	<0.001	0.964	0.003	<0.001
Effect Size (Lower/Upper 95% CI)	0.54 (0.49/0.60)	0.01 ($-0.05/0.06$)	0.43 (0.37/0.48)	1.16 (1.10/1.22)
Descriptor	Moderate increase	Trivial	Small increase	Large increase
Individual Response (Increase/No change/Decrease)	36-8-7	18-20-13	30-7-14	39-7-5
Standard Score				
Cluster	Trunk Angle	Hip Angle	Knee Angle	Contralateral Hip Angle
C1 ($n = 11$)	1.231	1.151	-0.053	-0.069
C2 ($n = 16$)	-0.393	-0.048	-0.565	-0.869
C3 ($n = 1$)	-3.989	-2.638	-2.658	-2.864
C4 ($n = 3$)	0.160	-2.464	2.823	1.537
C5 ($n = 20$)	-0.187	-0.093	0.132	0.646
RELIABILITY (SPRINT 1 vs. 2)				
ICC (Lower/Upper 95% CI)	Trunk Angle	Hip Angle	Knee Angle	Contralateral Hip Angle
	0.97 (0.95/0.98)	0.99 (0.98/0.99)	0.98 (0.97/0.99)	0.99 (0.98/1.00)
CV % (Lower/Upper 95% CI)	0.65 (0.25/1.05)	0.46 (0.30/0.62)	0.47 (0.28/0.67)	0.37 (0.21/0.52)
MDC	2.32	2.16	2.66	2.38
MDC (%)	3.09	1.60	1.78	1.40

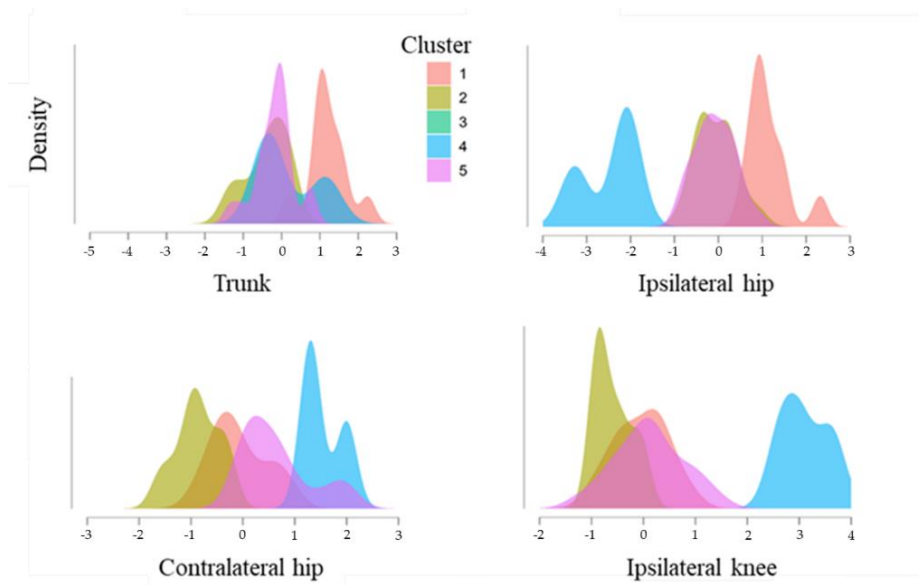


Figure 2. Density plots of cluster change according to the standard score.

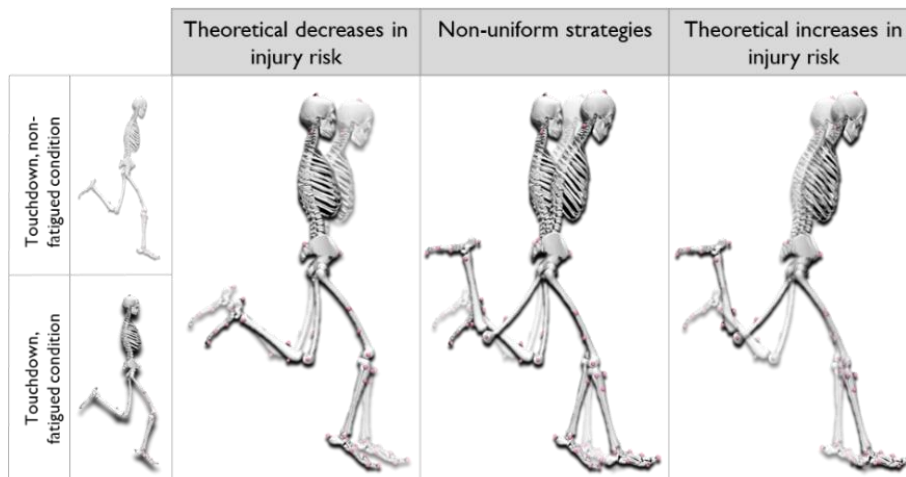


Figure 3. Schematic representation of sprint kinematic changes during touchdown for the most influencing segments (trunk, knee, and hip angles) on hamstring strain injury. Comparison between non-fatigued and fatigued conditions.

Discussion

The purpose of this study was to investigate the effects of a repeated sprint protocol on sprint kinetics and kinematics in amateur football players. The main findings show that (i) fatigue affects both sprint kinetics and kinematics, and (ii) contrasted individual changes in maximal velocity sprint pattern justify an individual analysis to assess the effects of fatigue on sprint kinematics.

Regarding kinetic components, similar findings were obtained compared to previous studies. A homogeneous response can be observed across the main

determinants of the mechanical characteristics (50/51, 36/51, and 50/51 players presented significant decreases in V_0 , F_0 , and P_{max} , respectively), suggesting that the fatigue induced by repeated sprints led to similar overall responses for the large majority of individuals. Furthermore, the magnitude of the responses discussed in this intervention support the idea that the decrease in P_{max} seems to be strongly affected during RSA-based fatigue protocols and more related to an impairment in force production at maximal velocity (V_0 , large) than at low velocity (early acceleration F_0 , moderate).

In contrast, kinematic responses to fatigue appear to be more individual, and two players with similar changes in kinetics may show contrasted kinematic changes. This fact can be clearly exemplified by analysing the effects of the protocol on hip angle: when analysing the response induced by fatigue on this joint in a traditional way, the individual distribution of these responses (18/20/13) is masked behind the mean values (pre: 135.2 ± 13.8 vs. post: 135.2 ± 12.5 degrees). While approaches such as SWC allow us to identify that when the change observed in an athlete is individually relevant, they are still ineffective tools for identifying responses to such efforts as they do not consider how the involved joint positions interact and consequently how these affect hamstring length and thus strain. Therefore, the main novelty of this study was that it considered the individual response to the protocol in a non-isolated way, which enabled the detection of different “patterns” that may occur when fatigue becomes apparent. As suggested by Morin et al. (2020) and Welch et al. (2020), details may be lost with between-groups analysis when compared to individual analysis. According to a preliminary study by Sprague and Mann (1983), adaptations to fatigue are individual and depend on different factors. The current study reported individual characteristics in kinematic adaptations between different sprinters when fatigued, suggesting that individual strategies are applied when an athlete is exposed to repeated sprints. Accordingly, while some athletes will adopt a “protective” movement pattern (i.e., likely associated with reduced hamstring length and thus strain (C1, 11/51)), others adopt an overall pattern that potentially increases hamstring length, strain, and thus, all other things equal, risk of injury (C5, 20/51). Thus, while the existing evidence has theorised contradictory responses to repeated sprint fatigue protocols (increased risk of injury versus more “protective” mechanisms), this new approach sheds some light on the limited evidence by scientifically supporting both scenarios under a single focus.

Based on the cluster analysis, three kinds of patterns can be differentiated: clear theoretical increases or decreases in injury risk, and non-uniform patterns. According to Higashihara et al. (2015), greater trunk forward tilt is associated with greater anterior pelvic tilt, and consequently increased hamstring strain during sprinting (Small et al., 2009). Assuming strain as the major determinant of tissue failure, a greater anterior pelvic tilt would superiorly translate the ischial tuberosity resulting in a greater active lengthening and passive tension demand of the posterior thigh musculature. Moreover, during sprinting, hamstring injury primarily involves the proximal region compared to the distal region of the long head of the biceps femoris (Silder et al., 2008). This result, based on the pelvic action, is the main source of strain on the hamstrings due to the large lever arm. The aforementioned arguments may explain the association found between anterior pelvic tilt and hamstring strain injury risk in different prospective studies and in C5 (n = 20) during fatigue. Inversely, it seems logical to expect that, anatomically, a more extended trunk together with a more posterior pelvic tilt would reduce the tensile strength imposed on the hamstrings during high-speed running as happened in C1 (n = 11). Additionally, the accumulation of metabolites (H⁺ and Pi ions) during RSA exercises has been shown to potentially alter muscle activity and reduce the capacity to generate force (Girard et al., 2011; Pinniger et al., 2000). This may alter the athlete's overall kinetic energy absorption capacity (Garrett, 1990), compromising eccentric capacity prior to the landing phase (Small et al., 2010), where the hamstring muscles act to decelerate the forward leg motion (Stanton & Purdham, 1989). Thus, it seems important to consider that fatigued muscles are likely able to absorb less energy before failure (Mair et al., 1996). Based on these results, it is suggested that fatigue impairs the ability of the hamstring muscles to limit knee extension. Consequently, when an increase in knee extension occurs simultaneously with an increase in ipsilateral hip flexion, a phenomenon known in the literature as over-stride is observed (Simoni et al., 2020; Souza, 2016). The arrangement displayed in the front leg, combined with a greater distance to the centre of mass at the moment of landing, implies greater tensile force indexes on the hamstrings, potentially increasing the risk of injury (Ono et al., 2015), as observed in our cohort study with C5. Additionally, an increase in contralateral hip extension, as reported for C5, affects hamstring length (Sado et al., 2017), particularly via the action of the contralateral iliopsoas on the pelvis (Chumanov et al., 2007; Thelen et al., 2006). To summarise, C1 (n = 11) presented

articular changes that considerably reduced strain level, and, inversely, C5 (n = 20), clearly increased the initial strain level during fatigue.

Finally, C2, C3, and C4, which included 20 subjects, presented non-uniform strategies. In other words, C2 and C3 showed an increase in trunk forward inclination and an increase in ipsilateral hip flexion. These changes were described as increasing hamstring length and thus potentially strain levels. However, at the same time, these groups decreased ipsilateral knee extension and contralateral hip extension. C4 showed a decrease in trunk tilt, which implies a decrease in strain level but increases in ipsilateral hip flexion, ipsilateral knee extension, and contralateral hip extension. These changes can therefore “offset” each other as some joints have a risky movement pattern, which is counter-balanced by other joints.

To our knowledge, only two studies have investigated fatigue impacts on sprint kinematics and risk of hamstring strain injury, but these showed opposite results. Pinniger et al. (2000) found that in fatigue conditions mechanisms were implemented that induced a protective movement pattern against hamstring injury. In contrast, Small et al. (2009) reported movement patterns that increased the risk of hamstring injury. These results clearly show the importance of the individual characteristics of each person in their responses to fatigue. Indeed, two other studies have also described the impact of fatigue on the knee joint (Baumert et al., 2021; Wilmes et al., 2021). The two studies mentioned above showed opposite results. In fact, Wilmes et al. (2021) reported an increase in peak knee extension, while Baumert et al. (2021) showed a decrease in peak knee extension during fatigue. In the present study, some athletes adopted a movement pattern that would protect them from hamstring strain, but others showed body arrangements that potentially increased this strain and in turn probably their risk of hamstring injuries. Interestingly, depending on the player, the change (protective or at-risk) affects different joints. The possible explanatory mechanisms for these changes support the importance of analysing individual adaptations to fatigue when managing athletes in the context of hamstring injury prevention.

This study potentially provides valuable practical information for team sport coaches and strength and conditioning coaches. The results demonstrate that (i) the RSA protocol induces changes in both sprint kinetics and kinematics; (ii) changes in kinematics show highly variable patterns between players; and (iii) individual changes in kinematics may increase or decrease the theoretical risk of hamstring injury. These

observations can help coaches better orient and individualise both RSA training and hamstring injury prevention.

The main limitation of this study relates to the kinematic analysis, since the video recording system only provided 2D results obtained in the sagittal plane. However, our method has been previously used with high reliability (Bezodis et al., 2010; Lahti et al., 2020; Wild et al., 2018). Additionally, although it appears to play an essential role in hamstring strain, specific pelvic orientation cannot be measured using this kind of analysis, which limits the discussion to information inferred from trunk position. Nevertheless, some authors have correlated the movement of the trunk and pelvis (Higashihara et al., 2015), and our present study measures the trunk angulation. Finally, it has been shown that fatigue can increase or decrease the level of hamstring strain, without this reflecting a high or low likelihood of injury. Factors such as starting position can play an essential role and should be considered in establishing these likelihood thresholds. However, such analysis was not performed in this study because of the large sample size required for an accurate model.

Conclusions

Fatigue induced by a repeated sprints protocol affected not only sprinting kinetics but also kinematics. The decrease in power output found in our study mainly results from a decrease in the maximal velocity component. The experimental results obtained in the present study also showed that fatigue affects the kinematics in a different way for each player. Indeed, subjects can have patterns of movement that could be considered as either protective (i.e., inducing lower hamstring length change) or riskier in relation to hamstring injury. Furthermore, it seems relevant to test the kinetics and kinematics during an RSA test in order to better individualise both sprint training and hamstring injury prevention.

Author Contributions: Conceptualization: V.R., J.L., J.M., A.C.Z., and J.-B.M.; methodology: V.R., J.L., P.J.R., and J.-B.M.; formal analysis: V.R. and A.C-Z.; investigation: V.R. and J.L.; resources: V.R., J.L., A.C.Z., J.M., P.J.R., and J.-B.M.; data curation: V.R. and J.L.; writing—original draft preparation: V.R.; writing—review and editing: V.R., J.L., A.C.Z., J.M., P.J.R., and J.-B.M.; visualisation: V.R.; supervision: J.-B.M.; project administration: J.-B.M. and P.J.R. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki and approved by the Institutional Ethics Committee of LAMHESS (#2016-08).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on request from the corresponding author.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

- Barnes, C., Archer, D. T., Hogg, B., Bush, M., & Bradley, P. S. (2014). The evolution of physical and technical performance parameters in the English Premier League. *International Journal of Sports Medicine*, 35(13), 1095–1100. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1375695>
- Baumert, P., Temple, S., Stanley, J. M., Cocks, M., Strauss, J. A., Shepherd, S. O., Drust, B., Lake, M. J., Stewart, C. E., & Erskine, R. M. (2021). Neuromuscular fatigue and recovery after strenuous exercise depends on skeletal muscle size and stem cell characteristics. *Scientific Reports*, 11(1), 7733. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-87195-x>
- Beltran, L., Ghazikhanian, V., Padron, M., & Beltran, J. (2012). The proximal hamstring muscle-tendon-bone unit: A review of the normal anatomy, biomechanics, and pathophysiology. *European Journal of Radiology*, 81(12), 3772–3779. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.03.099>
- Bezodis, N. E., Salo, A. I. T., & Trewartha, G. (2010). Choice of sprint start performance measure affects the performance-based ranking within a group of sprinters: Which is the most appropriate measure? *Sports Biomechanics*, 9(4), 258–269. <https://doi.org/10.1080/14763141.2010.538713>
- Buchheit, M. (2018). Magnitudes matter more than Beetroot Juice. *Sport Performance Sci. Rep.* 2018, 1, 1–3.
- Carling, C., Gall, F. L., & Reilly, T. P. (2010). Effects of physical efforts on injury in elite soccer. *International Journal of Sports Medicine*, 31(3), 180–185. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1241212>
- Chapman, A. E., & Caldwell, G. E. (1983). Factors determining changes in lower limb energy during swing in treadmill running. *Journal of Biomechanics*, 16(1), 69–77. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(83\)90047-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90047-7)

- Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2007). The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of Biomechanics*, 40(16), 3555–3562. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.026>
- Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2011). Hamstring musculotendon dynamics during stance and swing phases of high-speed running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(3), 525–532. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181f23fe8>
- Chumanov, E. S., Schache, A. G., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2012). Hamstrings are most susceptible to injury during the late swing phase of sprinting. *British Journal of Sports Medicine*, 46(2), 90. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090176>
- Clark, K. P., Rieger, R. H., Bruno, R. F., & Stearne, D. J. (2019). The National Football League Combine 40-yd Dash: How Important is Maximum Velocity? *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(6), 1542–1550. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002081>
- Dellal, A., Chamari, K., Wong, D. P., Ahmaidi, S., Keller, D., Barros, R., Bisciotti, G. N., & Carling, C. (2011). Comparison of physical and technical performance in European soccer match-play: FA Premier League and La Liga. *European Journal of Sport Science*, 11(1), 51–59. <https://doi.org/10.1080/17461391.2010.481334>
- Djaoui, L., Wong, D. P., Pialoux, V., Hautier, C., Da Silva, C. D., Chamari, K., & Dellal, A. (2014). Physical Activity during a Prolonged Congested Period in a Top-Class European Football Team. *Asian Journal of Sports Medicine*, 5(1), 47–53.
- Edouard, P., Mendiguchia, J., Lahti, J., Arnal, P. J., Gimenez, P., Jiménez-Reyes, P., Brughelli, M., Samozino, P., & Morin, J.-B. (2018). Sprint Acceleration Mechanics in Fatigue Conditions: Compensatory Role of Gluteal Muscles in Horizontal Force Production and Potential Protection of Hamstring Muscles. *Frontiers in Physiology*, 9, 1706. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01706>
- Ekstrand, J., Krutsch, W., Spreco, A., Zoest, W. van, Roberts, C., Meyer, T., & Bengtsson, H. (2020). Time before return to play for the most common injuries in professional football: A 16-year follow-up of the UEFA Elite Club Injury Study. *British Journal of Sports Medicine*, 54(7), 421–426. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-100666>
- Faude, O., Koch, T., & Meyer, T. (2012). Straight sprinting is the most frequent action in goal situations in professional football. *Journal of Sports Sciences*, 30(7), 625–631. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.665940>
- Garrett, W. E. (1990). Muscle strain injuries: Clinical and basic aspects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(4), 436–443.

- Girard, O., Mendez-Villanueva, A., & Bishop, D. (2011). Repeated-sprint ability - part I: Factors contributing to fatigue. *Sports Medicine*, 41(8), 673–694. <https://doi.org/10.2165/11590550-000000000-00000>
- Gregson, W., Di Salvo, V., Varley, M. C., Modonutti, M., Belli, A., Chamari, K., Weston, M., Lolli, L., & Eirale, C. (2020). Harmful association of sprinting with muscle injury occurrence in professional soccer match-play: A two-season, league wide exploratory investigation from the Qatar Stars League. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 23(2), 134–138. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.08.289>
- Hägglund, M., Waldén, M., & Ekstrand, J. (2006). Previous injury as a risk factor for injury in elite football: A prospective study over two consecutive seasons. *British Journal of Sports Medicine*, 40(9), 767–772. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2006.026609>
- Hallén, A., & Ekstrand, J. (2014). Return to play following muscle injuries in professional footballers. *Journal of Sports Sciences*, 32(13), 1229–1236. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.905695>
- Haugen, T. A., Tønnessen, E., & Seiler, S. (2013). Anaerobic performance testing of professional soccer players 1995-2010. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(2), 148–156. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.2.148>
- Hegyi, A., Gonçalves, B. A. M., Finni, T., & Cronin, N. J. (2019). Individual Region- and Muscle-specific Hamstring Activity at Different Running Speeds. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 51(11), 2274–2285. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002060>
- Heiderscheit, B. C., Hoerth, D. M., Chumanov, E. S., Swanson, S. C., Thelen, B. J., & Thelen, D. G. (2005). Identifying the time of occurrence of a hamstring strain injury during treadmill running: A case study. *Clinical Biomechanics*, 20(10), 1072–1078. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.07.005>
- Higashihara, A., Nagano, Y., Ono, T., & Fukubayashi, T. (2018). Differences in hamstring activation characteristics between the acceleration and maximum-speed phases of sprinting. *Journal of Sports Sciences*, 36(12), 1313–1318. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1375548>
- Higashihara, A., Nagano, Y., Takahashi, K., & Fukubayashi, T. (2015). Effects of forward trunk lean on hamstring muscle kinematics during sprinting. *Journal of Sports Sciences*, 33(13), 1366–1375. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.990483>
- Järvinen, T. A., Kääriäinen, M., Järvinen, M., & Kalimo, H. (2000). Muscle strain injuries. *Current Opinion in Rheumatology*, 12(2), 155–161. <https://doi.org/10.1097/00002281-200003000-00010>
- Jiménez-Reyes, P., Cross, M., Ross, A., Samozino, P., Brughelli, M., Gill, N., & Morin, J.-B. (2019). Changes in mechanical properties of sprinting during repeated sprint in elite rugby sevens athletes. *European Journal of Sport Science*, 19(5), 585–594. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1542032>

- Jones, A., Jones, G., Greig, N., Bower, P., Brown, J., Hind, K., & Francis, P. (2019). Epidemiology of injury in English Professional Football players: A cohort study. *Physical Therapy in Sport*, 35, 18–22. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.10.011>
- Kenneally-Dabrowski, C. J. B., Brown, N. A. T., Lai, A. K. M., Perriman, D., Spratford, W., & Serpell, B. G. (2019). Late swing or early stance? A narrative review of hamstring injury mechanisms during high-speed running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 29(8), 1083–1091. <https://doi.org/10.1111/sms.13437>
- Lahti, J., Huuhka, T., Romero, V., Bezodis, I., Morin, J.-B., & Häkkinen, K. (2020). Changes in sprint performance and sagittal plane kinematics after heavy resisted sprint training in professional soccer players. *PeerJ*, 8, e10507. <https://doi.org/10.7717/peerj.10507>
- Liu, H., Garrett, W. E., Moorman, C. T., & Yu, B. (2012). Injury rate, mechanism, and risk factors of hamstring strain injuries in sports: A review of the literature. *Journal of Sport and Health Science*, 1(2), 92–101. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2012.07.003>
- Liu, Y., Sun, Y., Zhu, W., & Yu, J. (2017). The late swing and early stance of sprinting are most hazardous for hamstring injuries. *Journal of Sport and Health Science*, 6(2), 133–136. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.01.011>
- M Khair, R., Stenroth, L., Péter, A., Cronin, N. J., Reito, A., Paloneva, J., & Finni, T. (2021). Non-uniform displacement within ruptured Achilles tendon during isometric contraction. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 31(5), 1069–1077. <https://doi.org/10.1111/sms.13925>
- Mair, S. D., Seaber, A. V., Glisson, R. R., & Garrett, W. E. (1996). The role of fatigue in susceptibility to acute muscle strain injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(2), 137–143. <https://doi.org/10.1177/036354659602400203>
- Mann, R., & Sprague, P. (1980). A kinetic analysis of the ground leg during sprint running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51(2), 334–348. <https://doi.org/10.1080/02701367.1980.10605202>
- Morin, J.-B., Capelo-Ramirez, F., Rodriguez-Pérez, M. A., Cross, M. R., & Jimenez-Reyes, P. (2020). Individual Adaptation Kinetics Following Heavy Resisted Sprint Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003546>
- Morin, J.-B., Gimenez, P., Edouard, P., Arnal, P., Jiménez-Reyes, P., Samozino, P., Bruhelli, M., & Mendiguchia, J. (2015). Sprint Acceleration Mechanics: The Major Role of Hamstrings in Horizontal Force Production. *Frontiers in Physiology*, 6, 404. <https://doi.org/10.3389/fphys.2015.00404>
- Morin, J.-B., & Samozino, P. (2016). Interpreting Power-Force-Velocity Profiles for Individualized and Specific Training. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(2), 267–272. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0638>

- Morin, J.-B., Samozino, P., Edouard, P., & Tomazin, K. (2011). Effect of fatigue on force production and force application technique during repeated sprints. *Journal of Biomechanics*, 44(15), 2719–2723. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.07.020>
- Morin, J.-B., Samozino, P., Murata, M., Cross, M. R., & Nagahara, R. (2019). A simple method for computing sprint acceleration kinetics from running velocity data: Replication study with improved design. *Journal of Biomechanics*, 94, 82–87. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.07.020>
- Nagahara, R., Morin, J.-B., & Koido, M. (2016). Impairment of Sprint Mechanical Properties in an Actual Soccer Match: A Pilot Study. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(7), 893–898. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0567>
- Ono, T., Higashihara, A., Shinohara, J., Hirose, N., & Fukubayashi, T. (2015). Estimation of tensile force in the hamstring muscles during overground sprinting. *International Journal of Sports Medicine*, 36(2), 163–168. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1385865>
- Orchard, J., Best, T. M., & Verrall, G. M. (2005). Return to play following muscle strains. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 15(6), 436–441.
- Orchard, J. W. (2012). Hamstrings are most susceptible to injury during the early stance phase of sprinting. *British Journal of Sports Medicine*, 46(2), 88–89. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090127>
- Pinniger, G. J., Steele, J. R., & Groeller, H. (2000). Does fatigue induced by repeated dynamic efforts affect hamstring muscle function? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(3), 647–653. <https://doi.org/10.1097/00005768-200003000-00015>
- Prince, C., Morin, J.-B., Mendiguchia, J., Lahti, J., Guex, K., Edouard, P., & Samozino, P. (2020). Sprint Specificity of Isolated Hamstring-Strengthening Exercises in Terms of Muscle Activity and Force Production. *Frontiers in Sports and Active Living*, 2, 609636. <https://doi.org/10.3389/fspor.2020.609636>
- Rampinini, E., Coutts, A. J., Castagna, C., Sassi, R., & Impellizzeri, F. M. (2007). Variation in top level soccer match performance. *International Journal of Sports Medicine*, 28(12), 1018–1024. <https://doi.org/10.1055/s-2007-965158>
- Raya-González, J., Suárez-Arrones, L., Navandar, A., Balsalobre-Fernández, C., & Sáez de Villarreal, E. (2020). Injury Profile of Elite Male Young Soccer Players in a Spanish Professional Soccer Club: A Prospective Study During 4 Consecutive Seasons. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(6), 801–807. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0113>
- Sado, N., Yoshioka, S., & Fukashiro, S. (2017). The three-dimensional kinetic behaviour of the pelvic rotation in maximal sprint running. *Sports Biomechanics*, 16(2), 258–271. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1231837>

- Samozino, P., Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Peyrot, N., Villarreal, E. S. de, & Morin, J.-B. (2016). A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(6), 648–658. <https://doi.org/10.1111/sms.12490>
- Schache, A. G., Blanch, P. D., & Murphy, A. T. (2000). Relation of anterior pelvic tilt during running to clinical and kinematic measures of hip extension. *British Journal of Sports Medicine*, 34(4), 279–283. <https://doi.org/10.1136/bjism.34.4.279>
- Schache, A. G., Dorn, T. W., Blanch, P. D., Brown, N. A. T., & Pandy, M. G. (2012). Mechanics of the human hamstring muscles during sprinting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(4), 647–658. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318236a3d2>
- Schache, A. G., Wrigley, T. V., Baker, R., & Pandy, M. G. (2009). Biomechanical response to hamstring muscle strain injury. *Gait & Posture*, 29(2), 332–338. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.054>
- Schuermans, J., Van Tiggelen, D., Palmans, T., Danneels, L., & Witvrouw, E. (2017). Deviating running kinematics and hamstring injury susceptibility in male soccer players: Cause or consequence? *Gait & Posture*, 57, 270–277. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.268>
- Schwenzfeier, A., Rhoades, J. L., Fitzgerald, J., Whitehead, J., & Short, M. (2020). Increased sprint performance with false step in collegiate athletes trained to forward step. *Sports Biomechanics*, 1–8. <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1713205>
- Silder, A., Heiderscheit, B. C., Thelen, D. G., Enright, T., & Tuite, M. J. (2008). MR observations of long-term musculotendon remodeling following a hamstring strain injury. *Skeletal Radiology*, 37(12), 1101–1109. <https://doi.org/10.1007/s00256-008-0546-0>
- Simoni, L., Pancani, S., Vannetti, F., Macchi, C., & Pasquini, G. (2020). Relationship between Lower Limb Kinematics and Upper Trunk Acceleration in Recreational Runners. *Journal of Healthcare Engineering*, 2020, 8973010. <https://doi.org/10.1155/2020/8973010>
- Small, K., McNaughton, L., Greig, M., & Lovell, R. (2010). The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 120–125. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.08.005>
- Small, K., McNaughton, L. R., Greig, M., Lohkamp, M., & Lovell, R. (2009). Soccer fatigue, sprinting and hamstring injury risk. *International Journal of Sports Medicine*, 30(8), 573–578. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1202822>
- de Souza, J. & Gottfried, C. (2013). Muscle injury: Review of experimental models. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(6), 1253–1260. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.07.009>

- Souza, R. B. (2016). An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 27(1), 217–236. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.08.006>
- Sprague, P., & Mann, R. V. (1983). The Effects of Muscular Fatigue on the Kinetics of Sprint Running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 54(1), 60–66. <https://doi.org/10.1080/02701367.1983.10605273>
- Stanton, P., & Purdham, C. (1989). Hamstring injuries in sprinting—The role of eccentric exercise. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 10(9), 343–349. <https://doi.org/10.2519/jospt.1989.10.9.343>
- Sun, Y., Wei, S., Zhong, Y., Fu, W., Li, L., & Liu, Y. (2015). How joint torques affect hamstring injury risk in sprinting swing-stance transition. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(2), 373–380. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000404>
- Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Sherry, M. A., & Heiderscheit, B. C. (2006). Neuromusculoskeletal models provide insights into the mechanisms and rehabilitation of hamstring strains. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 34(3), 135–141. <https://doi.org/10.1249/00003677-200607000-00008>
- Van Den Tillaar, R., Solheim, J. A. B., & Bencke, J. (2017). Comparison of hamstring muscle activation during high-speed running and various hamstring strengthening exercises. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(5), 718–727.
- Welch, N., Richter, C., Moran, K., & Franklyn-Miller, A. (2020). Rehabilitation interventions need more than methodological standardisation: An individualised approach. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 6(1), e000899. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2020-000899>
- Wild, J. J., Bezodis, I. N., North, J. S., & Bezodis, N. E. (2018). Differences in step characteristics and linear kinematics between rugby players and sprinters during initial sprint acceleration. *European Journal of Sport Science*, 18(10), 1327–1337. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1490459>
- Wilmes, E., de Ruiter, C. J., Bastiaansen, B. J. C., Goedhart, E. A., Brink, M. S., van der Helm, F. C. T., & Savelsbergh, G. J. P. (2021). Associations between Hamstring Fatigue and Sprint Kinematics during a Simulated Football (Soccer) Match. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 53, 2586–2595. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002753>
- Woods, C., Hawkins, R. D., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A., Hodson, A., & Football Association Medical Research Programme. (2004). The Football Association Medical Research Programme: An audit of injuries in professional football—analysis of hamstring injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 38(1), 36–41. <https://doi.org/10.1136/bjsem.2002.002352>

Yu, B., Liu, H., & Garrett, W. E. (2017). Mechanism of hamstring muscle strain injury in sprinting. *Journal of Sport and Health Science*, 6(2), 130–132. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.02.002>

Yu, B., Queen, R. M., Abbey, A. N., Liu, Y., Moorman, C. T., & Garrett, W. E. (2008). Hamstring muscle kinematics and activation during overground sprinting. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3121–3126. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.09.005>

3.2. Estudio 2: Effects of Fatigue Induced by Repeated Sprints on 3D Pelvic Kinematics During the Gait Cycle: A Statistical Parametric Mapping and Individual Approach.

Effects of Fatigue Induced by Repeated Sprints on 3D Pelvic Kinematics During the Gait Cycle: A Statistical Parametric Mapping and Individual Approach.

Valentin Romero¹, Johan Lahti², Adrián Castaño Zambudio¹, Pedro Jiménez Reyes¹, Jean-Benoît Morin³.

¹ Rey Juan Carlos University, Centre for Sport Studies, Madrid, Spain

² Université Côte d'Azur, LAMHES, Nice, France

³ University Jean Monnet Saint-Etienne, Lyon 1, University Savoie Mont-Blanc, Inter-university Laboratory of Human Movement Biology, EA 7424, F-42023, Saint-Etienne, France

Abstract: Lumbopelvic control plays a crucial role in sprint performance and likely influences the risk of hamstring injuries via its influence on hamstring length and thus strain. Hamstring injuries are prevalent among football players, particularly during sprinting and under fatigue-inducing conditions. Therefore, this study aims to investigate the effects of fatigue on 3D pelvic motion. Twenty-eight male competitive amateur football players completed 2 sets of 6x30-m repeated sprints separated by 20 seconds of recovery. Pelvis kinematics were recorded using a digital gyroscope during a walking test. The impact of the fatigue protocol on pelvic kinematics was analysed using a paired samples t-test and Statistical Parametric Mapping (SPM) two-tailed paired t-tests. To assess individual pelvic pattern adaptations during fatigued conditions, a cluster analysis was conducted. Following the fatigue protocol, significant changes were observed, indicating an altered lumbopelvic control. Specifically, participants exhibited a higher degree of posterior pelvic tilt, an increased peak of anterior pelvic tilt, greater internal and external rotation, and increased pelvic obliquity (up and down motion). However, it's worth noting that not all subjects showed this altered lumbopelvic control, as indicated by the cluster analysis. The findings of this study suggest that a fatigue protocol may result in reduced lumbopelvic control during the gait cycle for some individuals. All other things equal, these alterations may be associated with a higher hamstring strain level and thus injury risk.

Keywords: fatigue, lumbo-pelvic control, hamstring, anterior pelvic tilt.

Introduction

Hamstring strain injuries (HSI) have been identified as the most common muscle injuries associated with football (Ekstrand et al., 2011; Jones et al., 2019; Woods et al., 2004). Despite extensive research aimed at reducing injury risks in football, these injuries continue to pose a significant challenge (Ekstrand et al., 2022). HSIs represent a complex issue, and a previous study involving professional football and baseball players has highlighted the relationship between lumbopelvic control and HSI (Chaudhari et al., 2014; Schuermans et al., 2017). Based on the functional anatomy, hamstrings are directly and proximally linked to the pelvis with connections via the ischial tuberosity (van der Made et al., 2015). This attachment suggests that pelvis kinematics can influence the risk of hamstring strains (Pérez-Bellmunt et al., 2015; Woodley & Mercer, 2005).

The gold standard for measuring pelvic position is radiography. However, this method is limited to assess pelvic position during dynamic actions. In clinical settings, pelvis measurements are often conducted using an inclinometer with the anterior and posterior superior iliac spines as reference points. Fortunately, recent technological advancements have provided alternative methods. 2D video analysis can now accurately capture pelvic movements (Dingenen et al., 2018; Pipkin et al., 2016), and stereophotogrammetry allows for the reproduction of 3D pelvis kinematics. Moreover, new technologies have enabled the measurement of pelvis kinematics during ecological conditions, such as walking, using digital gyroscope sensor device (Fang & Jiang, 2020; Kim et al., 2022).

Walking is the most common mode of human locomotion, and throughout the entire gait cycle, the pelvis plays a fundamental role in producing efficient movement (DeSilva & Rosenberg, 2017). During gait, the pelvis moves in all three biomechanical planes, and research has shown that pelvic kinematics at low speeds follow a similar pattern to that observed during sprinting (Franz et al., 2009). Furthermore, it has been argued that the muscles around the hip and pelvis play a crucial role in controlling lumbopelvic stability, and changes in muscle coordination can significantly impact biomechanics and pelvic kinematics (Hoskins & Pollard, 2005). One of the most important factor seems to be APT, which is defined as a short-arc anterior rotation of the pelvis about the hip joints (Mansfield & Neumann, 2019). This movement causes a posterior and superior translation of the ischial tuberosity. Consequently, an

increased APT may lead to relative hip flexion, resulting in greater hamstring lengthening due to an increased moment arm (Visser et al., 1990). The aforementioned arguments suggest that APT directly affects hamstring length and strain. In fact, Nakamura and colleagues found that APT increased tension by 13% in the semitendinosus, 26% in the semimembranosus, in 31.5% in the biceps femoris (Nakamura et al., 2016). Furthermore, maximal biceps femoris muscle length coincides with APT peak (Herrington, 2013), and a static increase in APT was associated with reduced hip flexion and increased knee extension during the late swing phase of sprinting (Alizadeh & Mattes, 2019).

Interestingly, one specific factor that may facilitate potential changes in lumbopelvic control is fatigue. It is well-documented that the highest rate of injuries occurs under fatigued-conditions (Woods et al., 2004), meaning that football players are more prone to injuries at the end of the first and second half of the game. Fatigue may induce changes in knee joint (Baumert et al., 2021; Wilmes et al., 2021) and influence hamstring strain levels. Fatigued conditions lead to increased metabolic and mechanical fatigue of the hamstrings, which can alter the athlete's overall capacity for kinetic energy absorption capacity (Garrett, 1990). Additionally, a previous study has reported that APT generally tends to increase after fatigue protocol (Small et al., 2009), and the relationship between APT and hamstring strain has been described. Finally, it seems essential to note that fatigued muscles are likely able to absorb less energy before reaching failure (Mair et al., 1996).

Based on the available evidence, pelvic kinematics play a significant role in lower limb injuries, particularly the interaction between lumbopelvic-control, APT and HSI. Additionally, fatigue appears to be a crucial factor that can potentially alter pelvis motion. As a result, it is essential to screen players to identify individual adaptations and understand the mechanisms of lower limb injuries to define injury prevention strategies. Therefore, the present study aimed to investigate if fatigue induced by a repeated sprint protocol results in changes in pelvis kinematics during walking gait. We hypothesised that fatigue protocol would result in changes in pelvis kinematics, including (i) a reduction in lumbopelvic control and (ii) an increase in APT, internal rotation, and pelvic drop and (iii) the emergence of individual movement patterns among subjects during fatigued conditions.

Materials and Methods

Subjects

Twenty-eight male competitive amateur football players (mean \pm SD: age: 22.7 \pm 3.00 years; height: 1.78 \pm 0.05 m; body mass: 72.1 \pm 7.5 kg) volunteered to participate in this study. All subjects had not experienced HSI leading to missed soccer matches or training sessions in the three months preceding the testing protocol. Informed consent was obtained from all athletes on the day of the test, and testing procedures were approved by the Universidad Rey Juan Carlos Ethical Committee (Number 0607202217522; URJC, Madrid, Spain) and performed in accordance with the Declaration of Helsinki.

Procedures

Prior to the fatigue protocol (PRE, non-fatigued condition) and after its completion (POST, fatigued condition) we assessed lumbopelvic control by measuring pelvic kinematics. The fatigue protocol consisted in a repeated sprint protocol which included two sets of six 30-m all-out sprints, with 20 seconds of active recovery between each sprint and 3.5 minutes of passive recovery between each set. Fatigue was quantified based on sprint performance, specifically the 20-meter split sprint time. A verbal explanation of the protocol was given to each participant before the start of the test session, and verbal encouragement was provided during the fatigue protocol. The pelvic motion was evaluated using the "walk test," a validated test with excellent Intraclass Correlation Coefficient (ICC) reliability, and no significant differences were observed between two different sessions (Lahti et al., 2021). The test involved walking 10 meters forward and backward twice using a validated digital gyroscope (LetSense Group, Castel Maggiore, Italy) (Buganè et al., 2014). The sensor was placed at the S1/L5 junction, determined by palpation. Before starting the walk, each subject was required to stand still for at least 4 seconds to calibrate the gyroscope sensor. Subsequently, they walked at their self-selected pace. The sensor recorded dynamic 3D pelvic movement at a rate of 100 Hz, and the peak angles in the sagittal, transverse, and frontal biomechanical planes were used as the test results. The latter test was performed twice, and the results were averaged.

3D pelvic kinematics

The sensor used in this study was a three-axis gyroscope which estimated several pelvic motion parameters. It measured the anterior and posterior tilt angle in the sagittal plane, the internal and external rotation angle in the transverse plane, and the pelvic drop in the frontal plane of the pelvis. Pelvic tilt refers to the rotation of the pelvis around its transverse axis. As per the digital gyroscope software, an anterior inclination angle is represented as a positive value, while a posterior inclination is denoted as a negative angle. Pelvic rotation is assessed by measuring hemipelvis internal rotation towards the side of the dominant leg. When one side of the pelvis rotates internally, the opposite hemipelvis concurrently rotates externally. For instance, when the right side of the body moves forward and the left side retreats, the rotation angle provided by the sensor device is considered positive (indicating right internal rotation). Conversely, when the left side moves forward and the right-side retreats, this rotation angle is negative (reflecting right external rotation). The pelvic obliquity, also known as pelvic drop refers to the elevation of the hemipelvis during the stance phase and the dropping of the same hemipelvis during the oscillation phase of the corresponding leg. As indicated by the sensor device, positive obliquity angles (upward) signify the elevation of the right side of the pelvis when the corresponding foot is supported, while negative angles (downward) indicate the lowering of the right side of the pelvis, accompanied by the elevation of the left side of the pelvis during the stance phase of the corresponding foot.

Statical analysis

All data are presented as the mean \pm standard deviation. The normal distribution of variables and the homogeneity of variances were assessed using the Shapiro–Wilk and Levene’s tests, respectively. Before conducting further statistical analysis, each gait cycle was normalized to its duration within the sensor software. The statistical analysis was performed using *spm1D* (v0.4.10, <https://spm1d.org>) (Pataky, 2012), *Matlab R2022b* (v9.13.02049777) (The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, USA), and *JASP* (version 0.14.1.0, University of Amsterdam, Netherlands). A paired samples t-test was used to explore the impact of the fatigue protocol on the mean minimal tilt, rotation obliquity, and mean maximal tilt, rotation, and obliquity variables. The statistical significance was set at $p < 0.05$. For all discrete variables, Cohen’s *d* was computed to compare the effect sizes (ESs) (Cohen, 1988). ESs were classified

as trivial (<0.2), small ($0.2-0.49$), moderate ($0.5-0.79$), and large (>0.8) with 95% Confidence Intervals. Furthermore, the data were presented with a coefficient of variation and standard error. Statistical Parametric Mapping (SPM) two-tailed paired t-tests (the SPM $\{t\}$ function) were used to compare the 3D pelvic kinematics before and after repeated sprint protocol. The level of significance was determined based on the SPM $\{t\}$ curves, with a critical threshold set at $\alpha = 0.05$. The SPM $\{t\}$ curve represents the alpha value for the comparison between the pelvis angle and the percentage of the gait cycle. Whenever the SPM $\{t\}$ values exceeded the critical threshold, tilt, rotation, or obliquity, were considered to be statistically significant. Furthermore, a cluster analysis was conducted, and the optimum number of clusters was identified according to the elbow method plot. The model was based on the Bayesian Information Criterion (BIC).

Results

Considering absolute values, **Table 1** summarises an overview of the walk characteristics, minimal, and maximal values of pelvic tilt, rotation, and obliquity. The fatigue protocol induced significant changes in sprint performance ($p < 0.001$; large decrease). Although subjects walked at their self-selected speed, step lengths remained consistent between the PRE and POST tests ($p > 0.05$), with only the cadence parameter showing a significant change ($p = 0.002$; small increase). During the POST test, the “walk test” revealed significant changes in peak pelvic retroversion ($p = 0.015$; moderate decrease); anteversion ($p = 0.001$; moderate increase), and range ($p = 0.003$; large increase). During the fatigued condition, subjects exhibited significant differences in peak pelvic external rotation ($p < 0.001$; large decrease), internal rotation ($p < 0.001$; large increase), and range ($p < 0.001$; large increase). Significant outcomes were observed in peak pelvic drop ($p < 0.001$; large decrease); maximal value of positive pelvic obliquity ($p < 0.001$; large increase), and range ($p < 0.001$; large increase).

Table 1. Walk test characteristics, and pelvis kinematics at baseline and after the repeated sprint protocol.

Parameters	Mean PRE \pm SD	Mean POST \pm SD	SE PRE/POST	CV PRE/POST	Mean Δ (%)	Effect size (upper; lower 95% CI)	Descriptor	p-value
20-m time (s)	3.35 \pm 0.15	3.57 \pm 0.18	0.03/0.03	0.05/0.05	6.69 \pm 3.00	1.33 (1.23;1.42)	large increase	<0.001
Cadence (strides.min ⁻¹)	56.3 \pm 2.01	57.2 \pm 2.17	0.36/0.38	0.04/0.04	1.65 \pm 2.86	0.44 (0.35;0.53)	small increase	0.002
Step Length Left (%)	49.3 \pm 1.34	49.65 \pm 1.16	0.26/0.22	0.03/0.02	0.68 \pm 3.34	0.25 (0.14;0.35)	small increase	0.338
Step Length Right (%)	50.46 \pm 1.04	50.29 \pm 0.79	0.20/0.16	0.02/0.02	-0.30 \pm 2.22	-0.18 (-0.29;-0.08)	trivial	0.451
Pelvic tilt min (°)	-1.55 \pm 0.36	-1.82 \pm 0.46	0.07/0.09	-0.23/-0.25	22.4 \pm 38.3	-0.65 (-0.77;-0.54)	moderate decrease	0.015
Pelvic tilt max (°)	1.65 \pm 0.35	1.98 \pm 0.47	0.07/0.09	0.21/0.24	22.4 \pm 29.8	0.80 (0.68;0.91)	moderate increase	0.001
Pelvic tilt range (°)	3.20 \pm 0.60	3.80 \pm 0.84	0.12/0.17	0.19/0.22	21.2 \pm 29.6	0.82 (0.71;0.94)	large increase	0.003
Rotation min (°)	-4.32 \pm 0.91	-5.31 \pm 1.30	0.20/0.29	-0.21/-0.24	23.8 \pm 23.8	-0.88 (-1.03;-0.74)	large decrease	<0.001
Rotation max (°)	4.33 \pm 0.89	5.14 \pm 0.95	0.20/0.21	0.21/0.18	21.2 \pm 23.4	0.88 (0.73;1.03)	large increase	<0.001
Rotation range (°)	8.65 \pm 1.17	10.45 \pm 2.10	0.37/0.47	0.19/0.20	22.2 \pm 21.6	1.06 (0.91;1.21)	large increase	<0.001
Obliquity min (°)	-3.44 \pm 0.70	-4.05 \pm 0.75	0.13/0.14	-0.20/-0.19	18.6 \pm 16.0	-0.84 (-0.94;-0.74)	large decrease	<0.001
Obliquity max (°)	3.32 \pm 0.78	4.00 \pm 0.72	0.15/0.14	0.23/0.18	20.7 \pm 14.7	0.91 (0.80;1.01)	large increase	<0.001
Obliquity range (°)	6.78 \pm 1.39	8.00 \pm 1.38	0.26/0.26	0.20/0.17	19.3 \pm 13.1	0.88 (0.78;0.98)	large increase	<0.001

SD= Standard Deviation; SE= Standard Error; CV= Coefficient of Variation; CI= Confidence Interval.

The results of the SPM analyses are summarised in **Figure 1**. The SPM paired t-tests revealed significant differences between the fatigued condition and baseline for all variables related to 3D pelvic kinematics. SPM{t} test identified two time periods with a significant posterior pelvic tilt ($p= 0.001$ and $p= 0.0017$; $t^*= 3.347$) during the post-test in the walk test. The results of the SPM analysis showed significant differences in pelvis rotation between the pre-test and post-test. During fatigued condition, at the start and the end of the gait cycle, subjects exhibited an increase in internal rotation ($p= 0.006$ and $p= 0.0021$; $t^*= 3.256$). In another period, subjects showed an increase in external rotation ($p<0.001$). Differences in pelvic obliquity were observed during three different periods of the gait cycle in the post-test. Before the mid-point of the entire gait cycle, subjects significantly increased the pelvis obliquity (up) values ($p= 0.047$ and $p<0.001$; $t^*= 3.265$). During the phase when the difference between baseline and post-test exceeded the critical threshold, participants showed an increase in pelvic drop ($p<0.001$).

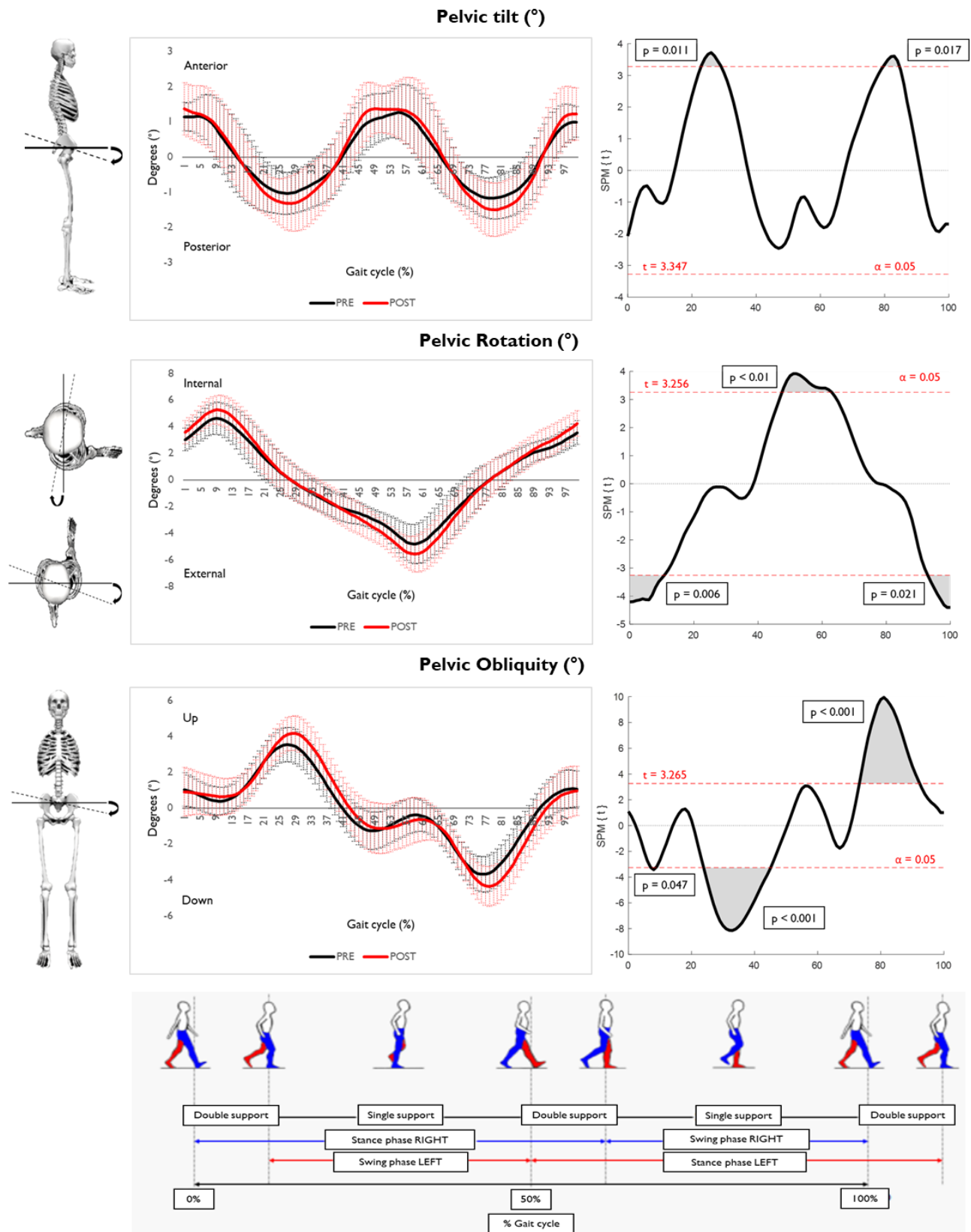


Figure 1. Statistical Parametric Mapping (SPM) analysis. Effects of the fatigue protocol on pelvic tilt, pelvic rotation, and pelvic obliquity in the sagittal, transverse, and frontal planes. Black lines and dashed black lines represent the mean and standard deviation of PRE values, while red and dashed red lines

represent POST values. Horizontal red dashed lines represent the critical threshold of statistical significance ($\alpha = 0.05$) between PRE and POST. Shaded regions indicate statistical significance.

Individual adaptations to fatigued conditions are summarized in **Figure 2**. Cluster analysis showed that a three-cluster or two-cluster solution provided the optimal treatment of variance. Thus, it was decided to use three cluster groups for APT and pelvic rotation, and two cluster groups for pelvic obliquity to minimize within-group variance (increase homogeneity) and maximize between-group variance. In addition, the R^2 values of the K-mean clustering were 0.82 for APT and rotation values and 0.78 for obliquity. The density change is represented in **Figure 2** with the percentage of change in each cluster.

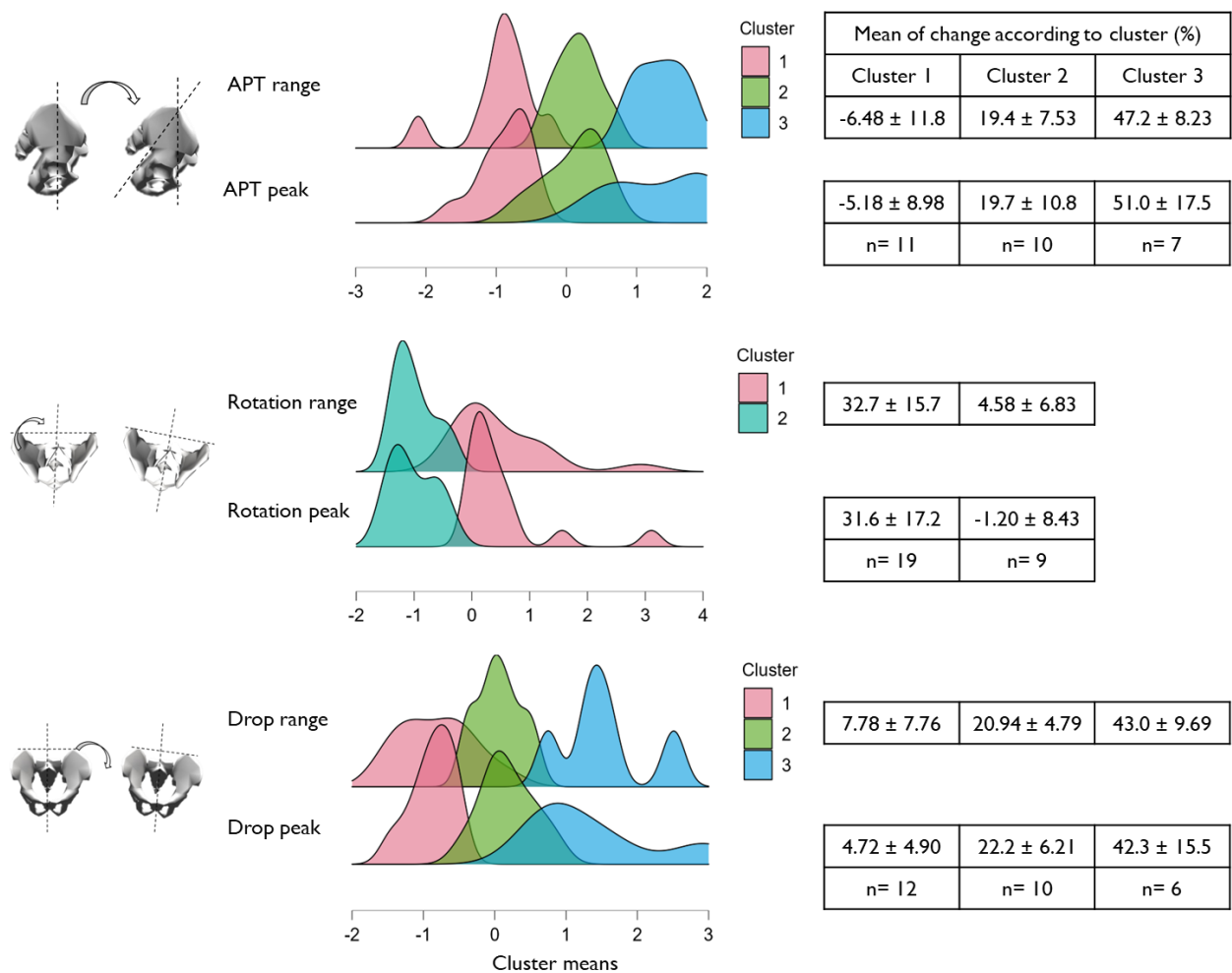


Figure 2. Individual pelvic pattern adaptations during fatigued-condition.

Discussion

The present study aimed to investigate pelvis kinematics during a walking test before and after a repeated sprint protocol. The main findings of this study indicated significant changes in 3D pelvis kinematics in fatigue condition, with differences in pelvic tilt, rotation, and obliquity identified through SPM analysis. These results suggest that fatigue leads to reduced lumbopelvic control during the gait cycle. As hypothesized, fatigue induced a decrease in lumbopelvic control, as evidenced by an increase in maximal and minimal tilt, rotation, and obliquity values. Additionally, SPM analysis revealed an increase in pelvic drop during the gait cycle. However, the third hypothesis was rejected based on the statistical analysis, as the APT values did not exceed the critical threshold.

While the subjects in our study walked at their self-selected speed, the walk test did not reveal a change in step lengths ($p > 0.05$). However, a significant change was observed in the cadence parameter ($p = 0.002$). Notably, a recent study suggested that pelvic tilt, rotation, and obliquity remained stable regardless of walking speed (Perpiñá-Martínez et al., 2023). The adaptations observed in our subjects did not appear to be related to the test conditions but rather to fatigue. Results suggest that fatigue protocol induced significant changes, including an increase in both the minimal and maximal peaks in the three axes. Based on these results, it is possible to argue that the pelvic range of motion increased during the post-test (APT range: $21.2 \pm 29.6\%$, $p = 0.003$; rotation range: $22.2 \pm 21.6\%$, $p < 0.001$; obliquity range: $19.3 \pm 13.1\%$, $p < 0.001$). These results emphasize the decrease in lumbopelvic control in fatigue conditions compared to baseline. Lumbopelvic stabilisation appears to be crucial in HSI prevention, and rehabilitation (Buckthorpe et al., 2019; Edouard et al., 2022; Jayaseelan et al., 2014). Indeed, a recent study recommended implementing a lumbopelvic hip stability program to reduce the risk of HSI (Buckthorpe et al., 2019). Edouard et al. demonstrated that lumbopelvic stability training was associated with lower risk of HSI (Edouard et al., 2022), and Chaudari's study showed that poor lumbopelvic control was significantly associated with the risk of injuries (Chaudhari et al., 2014). In the present study, fatigue induced an increase in the pelvis range of motion for the three planes of movement. This suggests an inability of the subjects to control their pelvic movements. This alteration in movement control could be a consequence of reduced neuromuscular coordination, as suggested by Higashihara's study, which demonstrated that subjects

with previous HSI exhibited reduced lumbopelvic neuromuscular coordination in response to unanticipated trunk movement (Higashihara et al., 2022). Additionally, it has been shown that in fatigued conditions, the pelvis range of motion tends to increase (Maas et al., 2018).

Contrary to our initial hypothesis, the repeated sprint protocol resulted in an unexpected adaptation in pelvic tilt. Notably, SPM analysis revealed a significant increase in posterior pelvic tilt at approximately 25 and 80% of the gait cycle, with the peak at ~80%. This aligns with the previous point, where the range of motion is larger, leading to less effective lumbopelvic control. A more pronounced posterior pelvic tilt could theoretically increase the tension in the hip's capsular ligaments and hip flexor muscles (Neumann, 2010). The results of the present study differ from those of Small et al. who did not report any significant changes in the posterior pelvic tilt variable (Small et al., 2009). These discrepancies may be partly explained by differences in the protocols used (repeated sprint protocol vs. SAFT90) and variations in measurement speed (walking vs. sprinting). In our study, although APT also tends to increase during fatigued conditions, the SPM values did not exceed the critical threshold.

However, the APT peak, which occurs ~50% of the gait cycle, increased significantly during the post-test ($22.4 \pm 29.8\%$; $p = 0.001$). These results are consistent with Small's study, which demonstrated a significant increase in maximum APT following a football fatigue-specific test (Small et al., 2009). Based on our findings and considering hamstring anatomy, it is reasonable to accept that an increase in APT peak places greater eccentric loading on the hamstrings, leading to muscle-tendon unit elongation. Several studies have supported the notion that increased APT may increase the risk of HSI (Chaudhari et al., 2014; Schuermans et al., 2017). Interestingly, APT has also been associated with decreased gluteus maximus activity (Oh et al., 2007). Moreover, during fatigue, the gluteus maximus seems to play a predominant role in horizontal force production to compensate for the decrease in hamstring muscle strength. This adaptation aims to maintain performance and protect the hamstring muscles from strain (Edouard et al., 2018). However, if the gluteus maximus is not correctly activated, it could lead to an increase in APT and consequently expose the hamstrings to higher strain levels.

Recent literature defines pelvic drop as one side of the pelvis moving lower while the other side moves higher (Lewis et al., 2017). This phenomenon has been described

as pathological (Romanò et al., 1996; Trendelenburg, 1998), and it could be associated with reduced activation of hip abductor muscles (Neumann, 2010; Prior et al., 2014). In our study, subjects exhibited a significant increase in pelvic drop at approximately 80% of the gait cycle ($t= 3.265$; $p= <0.001$), corresponding to the contralateral strike phase. Additionally, participants showed significant changes in peak pelvic drop during the post-test ($18.6 \pm 16.0\%$; $p < 0.001$). Interestingly, the contralateral pelvic drop has been linked to lower limb soft-tissue running injuries (Bramah et al., 2018; Menéndez et al., 2020).

Furthermore, this study reports significant findings regarding pelvic rotation. Pelvic rotation plays a crucial role in sprinting, aiding in the recovery motion from toe-off for the next step (Chapman & Caldwell, 1983; Sado et al., 2017) and contributing to the medial movement of the swing leg in front of the body (Sandamas et al., 2020). Many factors influence pelvic rotation, and lumbosacral torsional torque appears to promote pelvic rotation (Sado et al., 2017). Researchers have noted that hamstring length and flexibility can also influence pelvic rotation (Bellew et al., 2010; Congdon et al., 2005). Excessive trunk rotation can disrupt trunk musculature, reducing the ability to stabilize the pelvis and sacroiliac joint (Vleeming et al., 2012). In addition, a recent study found that injured subjects exhibited significantly greater mediolateral motion and asymmetrical frontal plane pelvic kinematics during stances compared to non-injured subjects (Nurse et al., 2023). Consequently, pelvic rotation may play a crucial role in controlling lower limb kinematics during running, particularly in leg recovery. Moreover, pelvic rotation, like APT and pelvic drop, has been associated with the risk of low back pain and sacroiliac dysfunction (Nicola & Jewison, 2012; Yoo et al., 2021). These findings align with a previous study that suggested an increase in the range of motion for pelvic rotation tends to occur in fatigued conditions (Maas et al., 2018). Therefore, it seems logical to expect an increase in both minimal and maximal peak pelvic rotation, as observed in this study.

Considering individual responses, it is evident that the majority of subjects consistently exhibited reduced lumbopelvic control following the RSA protocol. However, it's important to note that recent research by Romero and colleagues highlighted variations in kinematic adaptations during fatigue (Romero et al., 2022). Cluster analysis enables us to interpret individual responses to the fatigue protocol. In the present study, it was observed that Cluster 1 (C1, $n=11$) reduces its level of APT

and its tilt range. This response contrasts with Clusters 2 (C2, n=10) and 3 (C3, n=7), which increase their APT level and tilt range. However, the response of C3 to the fatigue protocol is more pronounced than that of C2. A similar analysis can be established regarding pelvic obliquity, with C1 (n=12) showing no significant changes, while C2 (n=10) and C3 (n=6) significantly increase their pelvic drop and obliquity range. The changes indicate that C3 is more sensitive to fatigue than C2. Regarding pelvic rotation, only two responses are presented: C1 (n=19) increases pelvic rotation, and C2 (n=9) tends to decrease it. We emphasize the individual nature of adaptations under fatigue conditions. Finally, if we consider hamstring strain in these analyses, we can infer that approximately 10 subjects reduce hamstring strain levels under fatigue conditions, while about 18 subjects tend to increase this parameter.

Finally, we acknowledge several limitations associated with this study. Although a similar pattern of pelvic kinematics has been described for both walking and running (Franz et al., 2009), our study focused exclusively on walking due to the validation of the sensor device for velocities typical of walking (Buganè et al., 2014). However, it is important to note that sprinting activities might amplify some of the observations reported in walking (Franz et al., 2009), so it is very likely that, should sprinting pelvis motion be measured in the fatigue-condition tested, similar if not larger alterations would have been observed. Additionally, the specific characteristics of our sample size may limit the generalizability of the findings. Future studies should explore the specific pelvis adaptations during fatigued conditions in sprinting actions.

Conclusions

The findings from the present study indicate that a repeated sprint protocol can lead to significant 3D pelvis kinematic changes compared to the baseline. Discrete analysis revealed that fatigue results in an increased range of motion in the pelvis, suggesting a reduction in lumbopelvic control during fatigue. Additionally, SPM analysis revealed excessive pelvic motion induced by the fatigue protocol throughout the entire gait cycle, while cluster analysis revealed the individual nature of these adaptations. These results contribute to a better understanding of 3D pelvic kinematics following a repeated sprint protocol, and suggest a possible relation between fatigue, pelvis motion, and HSI, considering the biomechanical connection between pelvis position and hamstring strain level.

References

- Alizadeh, S., & Mattes, K. (2019). How anterior pelvic tilt affects the lower extremity kinematics during the late swing phase in soccer players while running: A time series analysis. *Human Movement Science*, 66, 459–466. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.06.001>
- Baumert, P., Temple, S., Stanley, J. M., Cocks, M., Strauss, J. A., Shepherd, S. O., Drust, B., Lake, M. J., Stewart, C. E., & Erskine, R. M. (2021). Neuromuscular fatigue and recovery after strenuous exercise depends on skeletal muscle size and stem cell characteristics. *Scientific Reports*, 11(1), 7733. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-87195-x>
- Bellew, S., Ford, H., & Shere, E. (2010). The relationship between hamstring flexibility and pelvic rotation around the hip during forward bending. *Plymouth Stud J Health Soc Work*, 2, 19–29.
- Bramah, C., Preece, S. J., Gill, N., & Herrington, L. (2018). Is There a Pathological Gait Associated With Common Soft Tissue Running Injuries? *The American Journal of Sports Medicine*, 46(12), 3023–3031. <https://doi.org/10.1177/0363546518793657>
- Buckthorpe, M., Wright, S., Bruce-Low, S., Nanni, G., Sturdy, T., Gross, A. S., Bowen, L., Styles, B., Della Villa, S., Davison, M., & Gimpel, M. (2019). Recommendations for hamstring injury prevention in elite football: Translating research into practice. *British Journal of Sports Medicine*, 53(7), 449–456. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099616>
- Buganè, F., Benedetti, M. G., D'Angeli, V., & Leardini, A. (2014). Estimation of pelvis kinematics in level walking based on a single inertial sensor positioned close to the sacrum: Validation on healthy subjects with stereophotogrammetric system. *Biomedical Engineering Online*, 13, 146. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-146>
- Chapman, A. E., & Caldwell, G. E. (1983). Factors determining changes in lower limb energy during swing in treadmill running. *Journal of Biomechanics*, 16(1), 69–77. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(83\)90047-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90047-7)
- Chaudhari, A. M. W., McKenzie, C. S., Pan, X., & Oñate, J. A. (2014). Lumbopelvic control and days missed due to injury in professional baseball pitchers. *The American*

Journal of Sports Medicine, 42(11), 2734–2740.
<https://doi.org/10.1177/0363546514545861>

Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed). L. Erlbaum Associates.

Congdon, R., Bohannon, R., & Tiberio, D. (2005). Intrinsic and imposed hamstring length influence posterior pelvic rotation during hip flexion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(9), 947–951. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.03.011>

DeSilva, J. M., & Rosenberg, K. R. (2017). Anatomy, Development, and Function of the Human Pelvis. *Anatomical Record (Hoboken, N.J.: 2007)*, 300(4), 628–632. <https://doi.org/10.1002/ar.23561>

Dingenen, B., Staes, F. F., Santermans, L., Steurs, L., Eerdeken, M., Geentjens, J., Peers, K. H. E., Thysen, M., & Deschamps, K. (2018). Are two-dimensional measured frontal plane angles related to three-dimensional measured kinematic profiles during running? *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 29, 84–92. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.02.001>

Edouard, P., Mendiguchia, J., Lahti, J., Arnal, P. J., Gimenez, P., Jiménez-Reyes, P., Brughelli, M., Samozino, P., & Morin, J.-B. (2018). Sprint Acceleration Mechanics in Fatigue Conditions: Compensatory Role of Gluteal Muscles in Horizontal Force Production and Potential Protection of Hamstring Muscles. *Frontiers in Physiology*, 9, 1706. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01706>

Edouard, P., Pollock, N., Guex, K., Kelly, S., Prince, C., Navarro, L., Branco, P., Depiesse, F., Gremeaux, V., & Hollander, K. (2022). Hamstring Muscle Injuries and Hamstring Specific Training in Elite Athletics (Track and Field) Athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(17), 10992. <https://doi.org/10.3390/ijerph191710992>

Ekstrand, J., Bengtsson, H., Waldén, M., Davison, M., Khan, K. M., & Hägglund, M. (2022). Hamstring injury rates have increased during recent seasons and now constitute 24% of all injuries in men's professional football: The UEFA Elite Club Injury Study from 2001/02 to 2021/22. *British Journal of Sports Medicine*, 57(5), 292–298. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-105407>

- Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American Journal of Sports Medicine*, 39(6), 1226–1232. <https://doi.org/10.1177/0363546510395879>
- Fang, X., & Jiang, Z. (2020). Three-dimensional thoracic and pelvic kinematics and arm swing maximum velocity in older adults using inertial sensor system. *PeerJ*, 8, e9329. <https://doi.org/10.7717/peerj.9329>
- Franz, J. R., Paylo, K. W., Dicharry, J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2009). Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait & Posture*, 29(3), 494–498. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.11.011>
- Garrett, W. E. (1990). Muscle strain injuries: Clinical and basic aspects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(4), 436–443.
- Herrington, L. (2013). The effect of pelvic position on popliteal angle achieved during 90:90 hamstring-length test. *Journal of Sport Rehabilitation*, 22(4), 254–256. <https://doi.org/10.1123/jsr.22.4.254>
- Higashihara, A., Mendiguchia, J., Ono, T., Nagano, Y., Sasaki, S., Mineta, S., & Hirose, N. (2022). Neuromuscular responses of the hamstring and lumbopelvic muscles during unanticipated trunk perturbations. *Journal of Sports Sciences*, 40(4), 431–441. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1996986>
- Hoskins, W., & Pollard, H. (2005). The management of hamstring injury--Part 1: Issues in diagnosis. *Manual Therapy*, 10(2), 96–107. <https://doi.org/10.1016/j.math.2005.03.006>
- Jayaseelan, D. J., Moats, N., & Ricardo, C. R. (2014). Rehabilitation of proximal hamstring tendinopathy utilizing eccentric training, lumbopelvic stabilization, and trigger point dry needling: 2 case reports. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 44(3), 198–205. <https://doi.org/10.2519/jospt.2014.4905>
- Jones, A., Jones, G., Greig, N., Bower, P., Brown, J., Hind, K., & Francis, P. (2019). Epidemiology of injury in English Professional Football players: A cohort study. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 35, 18–22. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.10.011>

- Kim, K., Wei, R., & Kim, Y. H. (2022). Reliability in measurement of three-dimensional anterior pelvic plane orientation by registration with an inertial measurement unit. *Frontiers in Surgery*, 9, 1011432. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2022.1011432>
- Lahti, J., Mendiguchia, J., Edouard, P., & Morin, J.-B. (2021). Inter-day test-retest intrarater reliability of a multifactorial musculoskeletal hamstring screening protocol for football players: A Pilot Study.
- Lewis, C., Laudicina, N., Khuu, A., & Loverro, K. (2017). The Human Pelvis: Variation in Structure and Function During Gait. *Anatomical Record (Hoboken, N.J. : 2007)*, 300(4). <https://doi.org/10.1002/ar.23552>
- Maas, E., De Bie, J., Vanfleteren, R., Hoogkamer, W., & Vanwanseele, B. (2018). Novice runners show greater changes in kinematics with fatigue compared with competitive runners. *Sports Biomechanics*, 17(3), 350–360. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1347193>
- Mair, S. D., Seaber, A. V., Glisson, R. R., & Garrett, W. E. (1996). The role of fatigue in susceptibility to acute muscle strain injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(2), 137–143. <https://doi.org/10.1177/036354659602400203>
- Mansfield, P. J., & Neumann, D. A. (2019). Chapter 8—Structure and Function of the Vertebral Column. In P. J. Mansfield & D. A. Neumann (Eds.), *Essentials of Kinesiology for the Physical Therapist Assistant (Third Edition)* (pp. 178–232). Mosby. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-54498-6.00008-4>
- Menéndez, C., Batalla, L., Prieto, A., Rodríguez, M. Á., Crespo, I., & Olmedillas, H. (2020). Medial Tibial Stress Syndrome in Novice and Recreational Runners: A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(20), 7457. <https://doi.org/10.3390/ijerph17207457>
- Nakamura, M., Hasegawa, S., Umegaki, H., Nishishita, S., Kobayashi, T., Fujita, K., Tanaka, H., Ibuki, S., & Ichihashi, N. (2016). The difference in passive tension applied to the muscles composing the hamstrings—Comparison among muscles using ultrasound shear wave elastography. *Manual Therapy*, 24, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.math.2016.03.012>

- Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the hip: A focus on muscular actions. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(2), 82–94. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3025>
- Nicola, T. L., & Jewison, D. J. (2012). The anatomy and biomechanics of running. *Clinics in Sports Medicine*, 31(2), 187–201. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2011.10.001>
- Nurse, C. A., Lewis, C. L., & Shefelbine, S. J. (2023). Frontal plane pelvic kinematics during high velocity running: Association with hamstring injury history. *Physical Therapy in Sport*, 64, 133–139. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2023.10.002>
- Oh, J.-S., Cynn, H.-S., Won, J.-H., Kwon, O.-Y., & Yi, C.-H. (2007). Effects of performing an abdominal drawing-in maneuver during prone hip extension exercises on hip and back extensor muscle activity and amount of anterior pelvic tilt. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 37(6), 320–324. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2435>
- Pataky, T. C. (2012). One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(3), 295–301. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.527837>
- Pérez-Bellmunt, A., Miguel-Pérez, M., Brugué, M. B., Cabús, J. B., Casals, M., Martinoli, C., & Kuisma, R. (2015). An anatomical and histological study of the structures surrounding the proximal attachment of the hamstring muscles. *Manual Therapy*, 20(3), 445–450. <https://doi.org/10.1016/j.math.2014.11.005>
- Perpiñá-Martínez, S., Arguisuelas-Martínez, M. D., Pérez-Domínguez, B., Nacher-Moltó, I., & Martínez-Gramage, J. (2023). Differences between Sexes and Speed Levels in Pelvic 3D Kinematic Patterns during Running Using an Inertial Measurement Unit (IMU). *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(4), 3631. <https://doi.org/10.3390/ijerph20043631>
- Pipkin, A., Kotecki, K., Hetzel, S., & Heiderscheit, B. (2016). Reliability of a Qualitative Video Analysis for Running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 46(7), 556–561. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6280>
- Prior, S., Mitchell, T., Whiteley, R., O'Sullivan, P., Williams, B. K., Racinais, S., & Farooq, A. (2014). The influence of changes in trunk and pelvic posture during single

leg standing on hip and thigh muscle activation in a pain free population. *BMC Sports Science, Medicine & Rehabilitation*, 6(1), 13. <https://doi.org/10.1186/2052-1847-6-13>

Romanò, C. L., Frigo, C., Randelli, G., & Pedotti, A. (1996). Analysis of the gait of adults who had residua of congenital dysplasia of the hip. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 78(10), 1468–1479. <https://doi.org/10.2106/00004623-199610000-00003>

Romero, V., Lahti, J., Castaño Zambudio, A., Mendiguchia, J., Jiménez Reyes, P., & Morin, J.-B. (2022). Effects of Fatigue Induced by Repeated Sprints on Sprint Biomechanics in Football Players: Should We Look at the Group or the Individual? *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(22), Article 22. <https://doi.org/10.3390/ijerph192214643>

Sado, N., Yoshioka, S., & Fukashiro, S. (2017). The three-dimensional kinetic behaviour of the pelvic rotation in maximal sprint running. *Sports Biomechanics*, 16(2), 258–271. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1231837>

Sandamas, P., Gutierrez-Farewik, E. M., & Arndt, A. (2020). The relationships between pelvic range of motion, step width and performance during an athletic sprint start. *Journal of Sports Sciences*, 38(19), 2200–2207. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1776914>

Schuermans, J., Van Tiggelen, D., Palmans, T., Danneels, L., & Witvrouw, E. (2017). Deviating running kinematics and hamstring injury susceptibility in male soccer players: Cause or consequence? *Gait & Posture*, 57, 270–277. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.268>

Small, K., McNaughton, L. R., Greig, M., Lohkamp, M., & Lovell, R. (2009). Soccer fatigue, sprinting and hamstring injury risk. *International Journal of Sports Medicine*, 30(8), 573–578. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1202822>

Trendelenburg, F. (1998). Trendelenburg's test: 1895. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 355, 3–7.

van der Made, A. D., Wieldraaijer, T., Kerkhoffs, G. M., Kleipool, R. P., Engebretsen, L., van Dijk, C. N., & Golanó, P. (2015). The hamstring muscle complex. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 23(7), 2115–2122. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2744-0>

- Visser, J. J., Hoogkamer, J. E., Bobbert, M. F., & Huijing, P. A. (1990). Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(5–6), 453–460. <https://doi.org/10.1007/BF00236067>
- Vleeming, A., Schuenke, M. D., Masi, A. T., Carreiro, J. E., Danneels, L., & Willard, F. H. (2012). The sacroiliac joint: An overview of its anatomy, function and potential clinical implications. *Journal of Anatomy*, 221(6), 537–567. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2012.01564.x>
- Wilmes, E., de Ruiter, C. J., Bastiaansen, B. J. C., Goedhart, E. A., Brink, M. S., van der Helm, F. C. T., & Savelsbergh, G. J. P. (2021). Associations between Hamstring Fatigue and Sprint Kinematics during a Simulated Football (Soccer) Match. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002753>
- Woodley, S. J., & Mercer, S. R. (2005). Hamstring muscles: Architecture and innervation. *Cells, Tissues, Organs*, 179(3), 125–141. <https://doi.org/10.1159/000085004>
- Woods, C., Hawkins, R. D., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A., Hodson, A., & Football Association Medical Research Programme. (2004). The Football Association Medical Research Programme: An audit of injuries in professional football--analysis of hamstring injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 38(1), 36–41. <https://doi.org/10.1136/bjism.2002.002352>
- Yoo, H.-I., Hwang, U.-J., Ahn, S.-H., Gwak, G.-T., & Kwon, O.-Y. (2021). Comparison of pelvic rotation angle in the transverse plane in the supine position and during active straight leg raise between people with and without nonspecific low back pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 83, 105310. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105310>

3.3. Estudio 3: Enhancing Sprint Performance and Biomechanics in Semi-Professional Football Players through Repeated Sprint Training.

Enhancing Sprint Performance and Biomechanics in Semi-Professional Soccer Players through Repeated Sprint Training

Valentin Romero¹, Adrián Castaño-Zambudio¹, Manuel. A Ortega-Becerra², Juan. A Vázquez-Diz³, Juan. J Adalid-Leiva⁴, Pedro Jiménez Reyes¹

¹ Centre for Sport Studies, Rey Juan Carlos University, Madrid, Spain.

² Faculty of Sport, Pablo de Olavide University, Seville, Spain.

³ Departamento Educación Física y Deporte, Escuela Universitaria de Osuna, Osuna, Spain.

⁴ Antequera Club de Fútbol, Antequera, Spain.

Abstract: Repeated sprint ability (RSA) is a significant factor in football performance. Notably, hamstring injuries in football players often occur during sprinting activities and fatigue-inducing conditions. Therefore, the aim of this study was to examine the impact of repeated sprint training (RST) on RSA variables and sprint kinematics. 14 semi-professional men's soccer players performed 8 weeks of RST, consisting of 1–2 sets of 5–8 x 30 m repeated sprints separated by 20-30 seconds of recovery. Sprint performance was computed from running speed data and a high-frequency camera (240 Hz) was used to study kinematic data. Paired samples t-test, and repeated measures analysis of variance (ANOVA) were conducted for each performance and kinematic variables, respectively. After the RST period, moderate to large improvements were observed for 0-20 m time, 0-30 m time, and 20-30 m time. All the RSA-related variables were significantly improved ($p < 0.05$). In addition, during fatigue conditions a decrease in trunk flexion, kick-back mechanism and a reduced overstriding pattern were found after RST. The findings of this study suggest that incorporating RST may lead to improved sprint performance and promote a "safer" sprint pattern, particularly during periods of fatigue.

Keywords: fatigue, biomechanics, sprint, football.

Introduction

Sport-specific skills and physical fitness attributes, including repeated sprint ability (RSA) are important factors in determining success in football (Impellizzeri et al., 2008). It has been found that RSA performance can influence the running distances covered during a match and may discriminate between levels of football players (Rampinini et al., 2007).

This kind of effort results in a high rate of injuries, and it has been shown that hamstring strain injuries (HSI) are the most prevalent muscle injury related to football (Ekstrand et al., 2011; Jones et al., 2019; Woods et al., 2004). If a player suffers an injury, the likelihood of it being a hamstring injury is estimated at 16%. Most of these injuries occur during high-intensity running, particularly when these sprints are performed during fatigue conditions (Woods et al., 2004). In other words, football players get hamstring injuries during sprint activities and at the end of the first and second half of the game.

Some studies have investigated various risk factors that may influence HSI. However, despite improvements in knowledge and prevention strategies, the occurrence and recurrence of HSI have increased in the last few years (Ekstrand et al., 2016, 2022). Assuming strain is the main mechanism of tissue failure, it is possible to understand how it is generated from a biomechanical perspective. Recent studies have highlighted the importance of running patterns and their relationship with the risk of hamstring injury (Bramah et al., 2023; Kalema et al., 2022). Notably, an anterior pelvic tilt can significantly influence hamstring strain (Chaudhari et al., 2014; Daly et al., 2016; Schuermans et al., 2017), which is often attributed to a forward tilt of the trunk (Higashihara et al., 2015; Nagahara et al., 2018). Hip and knee kinematics are also major contributors to strain levels. Over-stride, a phenomenon characterized by an increase in knee extension and ipsilateral hip flexion, can lead to strain (Souza, 2016). Moreover, an increase in contralateral hip extension can impact hamstring length through the action of the contralateral iliopsoas on the pelvis (Thelen et al., 2006). In relation to contralateral hip extension, some authors include the kick-back score as a reference to measure lumbo-pelvic control and back-side mechanics (Haugen et al., 2018; Lahti, Mendiguchia, et al., 2020). These mechanisms are associated with less optimal running kinematics and could induce a greater hamstring strain. Fortunately, recent research has shown that training focused on improving

sprint technique can alter sprint biomechanics. In a recent study, participants developed a pattern generating less strain and improved their post-intervention performance (Mendiguchia et al., 2022).

Despite identifying the biomechanical risk factors for HSI, there is a lack of evidence on the impact of acute fatigue on athletes. In fact, studies investigating the effect of fatigue on sprint biomechanics have yielded conflicting results. Pinniger et al. (2000) found that during fatigue conditions, protective mechanisms were activated, resulting in a movement pattern that reduced the hamstring strain. Conversely, Small et al. (2009) reported movement patterns that increased the incidence of hamstring strain. Additionally, fatigue can affect the same joint differently, as demonstrated by Wilmes et al. (2021) with an increase in peak knee extension, and Baumert et al. (2021) with a decrease in peak knee extension during the late swing phase. These findings suggest that the response to a fatigue condition is highly individual, as confirmed by Romero et al. (2022).

Therefore, RSA appears to be a central element for including both sprinting and fatigue (Girard et al., 2011), and RST could enhance sprint performance and fatigue resistance (Bishop et al., 2011; Thurlow et al., 2023). An improvement in fitness due to RST would lead to physiological changes that could help to reduce the biomechanical changes (i.e, increase trunk flexion, kick back score and overstriding pattern) during fatigue conditions.

Thus, this study aimed to determine the effects of 8 weeks of repeated sprint training (RST) on sprint biomechanics at maximal speed in semi-professional football players. To our knowledge, no scientific evidence has supported the development of biomechanical adaptations as a result of RST. Based on biomechanical expectations, it was hypothesized that RST would have beneficial impacts not only on RSA-related variables but also on sprint kinematics. Football players would thus have a movement pattern that generates less strain at maximal speed, while improving their sprinting ability.

Materials and methods

Population

Fourteen male football players (mean \pm standard deviation (SD): age: 24.0 ± 4.4 years; height: 1.77 ± 0.03 m; body mass: 69.1 ± 3.8 kg) were recruited from a semi-professional football team competing in the third division of the Spanish National Championship. The sample size in this study was similar to previous RST studies (Buchheit et al., 2010; Soares-Caldeira et al., 2014). Inclusion criteria included regular participation in more than 90% of training sessions during the period of investigation and not suffering from injuries during the same period. Exclusion criteria were previous HSI resulting in the inability to participate in one or more soccer matches/training sessions in the 3 months prior to study initiation, and being a goalkeeper due to the lower amounts of linear sprinting. All athletes provided written informed consent on the first day of testing. All procedures of this study were approved by the Universidad Rey Juan Carlos Ethical Committee (Number 0607202217522; URJC, Madrid, Spain) and were performed in accordance with the Declaration of Helsinki.

Intervention

The participants in this study underwent pre-training assessments one week before an 8-week in-season RST period, as well as post-training assessments one week after the training period (week -1 and week +1, respectively), following the approach employed in previous studies (Buchheit et al., 2010; Iaia et al., 2017). The intervention involved adding one weekly session of RST to the usual training routines. Prior to the RST, all participants performed a standardized warm-up that included low-intensity running, athletic drills, progressive accelerations, and all-out sprints. Before the start of each session, instructions on the protocol were provided to each participant, and during the RST, verbal encouragement was given. A specific and progressive RST was implemented, and in all training sessions, each sprint was conducted at maximal intensity. The testing sessions consisted of one set of seven 30 m all-out sprints, with 20 seconds of active recovery between each sprint. Athletes positioned themselves for a new start before each sprint. Photoelectric cell gates were placed at 0, 20, and 30 meters to assess individual RSA performance. The intervention used in the present study was based on previously published RST programmes (Iaia et al., 2017; Rey et al., 2019; Selmi et al., 2018). All training sessions were conducted on the same surface

and at the same time of day, from 3:00 PM to 5:00 PM, and were supervised by the team's strength and conditioning coach. The testing and training protocols are both summarised in **Figure 1**.

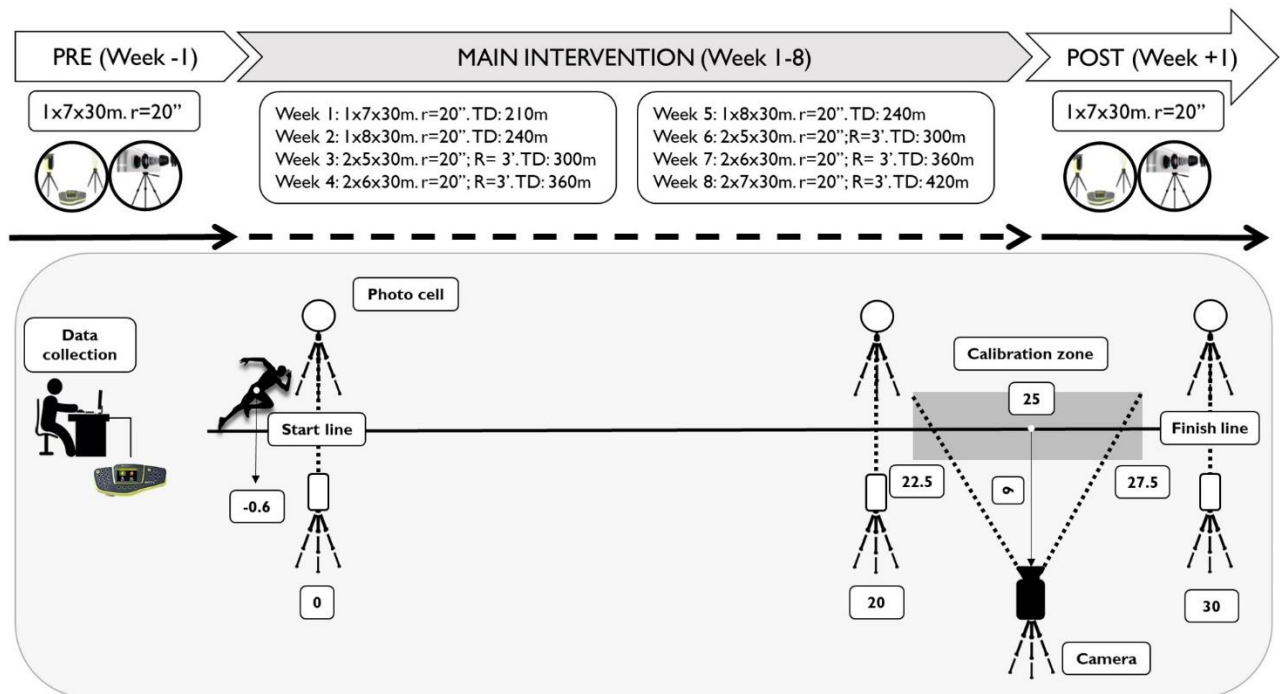


Figure 1. Schematic view of the experimental setting and training program.

Procedures

Sprint times were measured using a photoelectric cell system (Witty, Microgate, Bolzano, Italy) with split times of 0-20 m and 0-30 m for a 30 m distance. The photoelectric cells were attached to tripods and elevated to a height of 0.9 m. Participants used a standard standing position start and the toe of their preferred leg was placed 60 cm behind the first timing gate.

For all sprints, video images were obtained at 240 Hz using a smartphone video camera at a full HD resolution of 1080p (iPhone X, Apple Inc., Cupertino, CA, USA). The camera was placed on a tripod at 9 m perpendicular to the running lane and at the 25-m mark along a 0-30 m line, at hip height, allowing approximately a 9 m field of view. A 5 m horizontal video calibration was recorded at each data collection session. The objective was to capture all body sagittal plane images during the maximal velocity phase from 22.5 m to 27.5 m, given that team sport athletes run at 95% to 100% of their maximal velocity within this section (Clark et al., 2019). The same leg sequence was analysed pre-post for each player, with a secondary effort to analyse the sequence

as close to the midpoint of the camera as possible. The first sprint (pre-fatigue condition) and the last one (fatigued condition) were analysed twice to improve reliability using the digital marker method. The human body was modelled as 18 points (vertex of the head, halfway between the suprasternal notch and the 7th cervical vertebra, shoulder, elbow, and wrist joint centres, head of third metacarpal, hip, knee, and ankle joint centres, and the tip of the toe). The raw video files were imported into digitising software (Kinovea, version 0.8.27) and were manually digitised at full resolution with a zoom factor of x6. In order to facilitate the manual analysis, during the field test, markers were placed on each participant at specific locations (shoulder, elbow, and wrist joint centres, head of third metacarpal, greater trochanter, medial and lateral aspects of the knee joint centres, medial and lateral malleoli joint centres, and first distal metatarsal-phalangeal). The digitalised coordinates were exported to Excel (Microsoft Office 2019), where kinematics were determined. Angles of the trunk (relative to the horizontal), hips (ipsilateral and contralateral), and knee (ipsilateral) were quantified (see **Figure 1**). Intraclass Correlation Coefficient (ICC) values for test-retest trials were 0.96 (95% confidence interval (CI): 0.89–0.99), 0.87 (0.70–0.94), 0.91 (0.77–0.96), and 0.95 (0.88–0.98) for trunk, hip ipsilateral, knee, and hip contralateral, respectively. This study replicated the setup and the body segment analysis presented in previous studies (Lahti, Huuhka, et al., 2020; Romero et al., 2022; Wild et al., 2018). The kinematic sprint sequence of interest was the swing-stance transition (the last part of the stride cycle) including late swing (the hip reaches peak flexion, and the knee extends in preparation for foot strike) and touchdown (the first frame in which the foot is visibly in contact with the ground, the hip extends, and the knee flexes) (Kenneally-Dabrowski et al., 2019). The swing-stance transition was chosen because of its implication in the majority of HSI (Huygaerts et al., 2020; Liu et al., 2017). Additionally, the kick-back score was quantified by composite angle score within the sprint stride (the contralateral thigh angle at touchdown and the ipsilateral thigh angle at toe-off) where angles were manually digitised at the hip and knee joint centres (Lahti, Mendiguchia, et al., 2020).

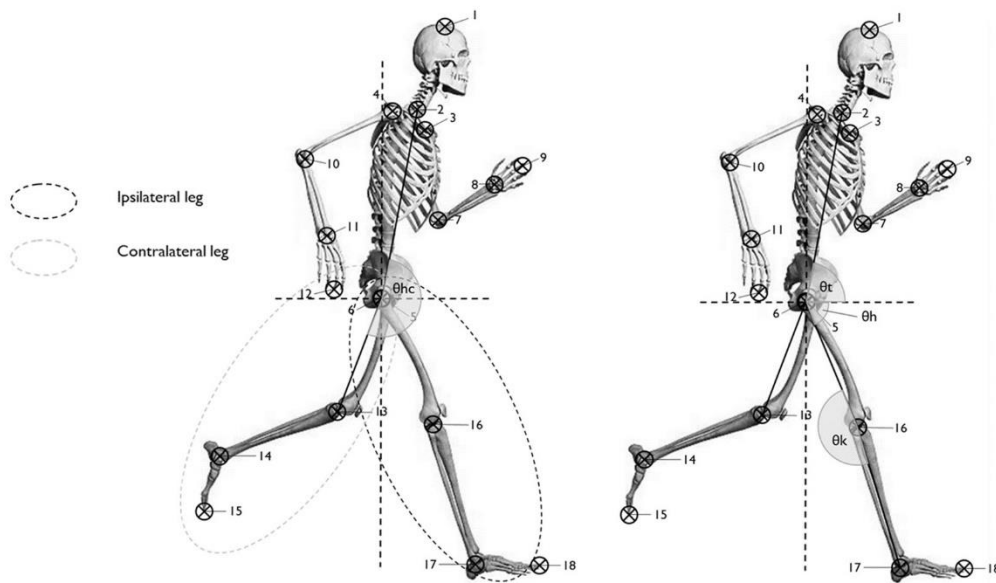


Figure 2. Human body modelling and angle calculation methods. Trunk angle= θ_t . Hip angle (ipsilateral) (θ_{hi})= $\theta_t + \theta_h$. Knee angle= θ_k . Hip angle (Contralateral)= θ_{hc} .

The, fastest time, usually the first sprint (RSAbest, seconds), the last time (RSAS7, seconds), the average time (RSAmean, seconds) and total time (RSAtt, seconds) were recorded during the RSA test. For statistical clarity and ease of reading, the different conditions were labelled as follows: PRE-RSAbest refers to the pre-fatigue condition before RST, PRE-RSAS7 represents the fatigue condition before the intervention, POST-RSAbest denotes the pre-fatigue condition after training, and POST-RSAS7 signifies the fatigue condition after the intervention.

Statistical analyses

All statistical analyses were conducted using JASP software (version 0.14.1.0, University of Amsterdam, Netherlands). The normal distribution of the variables (Shapiro-Wilk test) and the homogeneity of the variances (Levene's test) were checked. All values are presented as mean \pm SD and statistical significance was established at the $p < 0.05$ level. A paired samples t-test was used to explore the effect of fatigue on RSA-related variables. For kinematic variables, repeated-measures ANOVA was conducted for each variable to examine intra-group changes between PRE (before the 8-week period) and POST (after the 8-week period). Bonferroni post-hoc comparisons were used to determine the sprint x time interaction effects. Cohen's d was computed to compare effect sizes (ESs). ESs were classified as trivial (< 0.2),

small (0.2–0.49), moderate (0.5–0.79), and large (>0.8) with 95% confidence intervals (including lower limit and upper limit) (Cohen, 1988). To determine individual meaningful change, Smallest Worthwhile Change (SWC= SDpre and post pooled * 0.2) was calculated.

Results

The RST induced significant changes in sprint performance for 0-20 m time (PRE-RSAbest vs POST-RSAbest: $-2.02\% \pm 2.69$; $p=0.014$; ES: -0.73 , moderate decrease), and 0-30 m time (PRE-RSAbest vs POST-RSAbest: $-2.63\% \pm 1.97$; $p<0.001$; ES: -1.00 , large decrease). The training period also induced a significant improvement in 20-30 m time (PRE-RSAbest - vs POST-RSAbest: $-4.08\% \pm 5.71$; $p=0.017$; ES: -0.98 , large decrease). After RST, the subjects exhibited a significant improvements in performance during fatigued-condition, as evidenced by a decrease in their 0-20 m times (PRE-RSAS7 vs POST-RSAS7: $-1.60\% \pm 2.53$; $p=0.034$; ES: -0.45 , small decrease); 0-30 m times (PRE-RSAS7 vs POST-RSAS7: $-2.03\% \pm 1.98$; $p=0.002$; ES: -0.62 , moderate decrease), and 20-30 m times (PRE-RSAS7 vs POST-RSAS7: $-3.06\% \pm 3.99$; $p=0.014$; ES: -0.57 , moderate decrease). All the RSA-related parameters were significantly better after RST compared to the pre-test with improvements in RSAmean (0-20 m: $-1.37\% \pm 2.23$; $p=0.039$; ES: -0.38 , small decrease; 0-30 m: $-2.27\% \pm 1.49$; $p<0.001$; ES: -0.87 , large decrease, and 20-30 m: $-4.52\% \pm 3.06$; $p<0.001$; ES: -1.33 , large decrease), and RSAAtt (0-20 m: $-1.37\% \pm 2.23$; $p=0.031$; ES: -0.41 , small decrease; 0-30 m: $-2.27\% \pm 1.49$; $p<0.001$; ES: -0.79 , moderate decrease, and 20-30 m: $-4.52\% \pm 3.06$; $p<0.001$; ES: -1.31 , large decrease). All sprint performance results are summarised in **Table 1**.

Table 1. Changes in sprint performance variables

			0-20 m		Descriptor	p-value	SWC response (decrease/no change/increase)
	PRE	POST	Mean Δ (%)	Effect size (upper-lower 95% CI)			
RSA _{best}	3.14 \pm 0.11	3.07 \pm 0.08	-2.02 \pm 2.69	-0.73 (-0.93;-0.52)	Moderate decrease	0.014	11/1/2
RSA _{S7}	3.33 \pm 0.11	3.28 \pm 0.11	-1.60 \pm 2.53	-0.45 (-0.66;-0.25)	Small decrease	0.034	8/4/2
RSA _{mean}	3.26 \pm 0.12	3.22 \pm 0.09	-1.37 \pm 2.23	-0.38 (-0.58;-0.18)	Small decrease	0.039	8/5/1
RSA _{tt}	22.8 \pm 0.81	22.5 \pm 0.63	-1.37 \pm 2.23	-0.41 (-0.61;-0.21)	Small decrease	0.031	8/5/1
0-30 m							
RSA _{best}	4.35 \pm 0.12	4.24 \pm 0.10	-2.63 \pm 1.97	-1.00 (-1.21;-0.79)	Large decrease	<0.001	11/2/1
RSA _{S7}	4.65 \pm 0.14	4.56 \pm 0.15	-2.03 \pm 1.98	-0.62 (-0.82;-0.42)	Moderate decrease	0.002	11/2/1
RSA _{mean}	4.55 \pm 0.14	4.44 \pm 0.11	-2.27 \pm 1.49	-0.87 (-1.08;-0.67)	Large decrease	<0.001	11/3/0
RSA _{tt}	31.8 \pm 0.97	31.1 \pm 0.79	-2.27 \pm 1.49	-0.79 (-1.00;-0.59)	Moderate increase	<0.001	11/3/0
20-30 m							
RSA _{best}	1.22 \pm 0.04	1.17 \pm 0.06	-4.08 \pm 5.71	-0.98 (-1.19;-0.79)	Large decrease	0.017	9/1/4
RSA _{S7}	1.32 \pm 0.06	1.28 \pm 0.08	-3.06 \pm 3.99	-0.57 (-0.77;-0.36)	Moderate decrease	0.014	8/5/1
RSA _{mean}	1.29 \pm 0.04	1.23 \pm 0.05	-4.52 \pm 3.06	-1.33 (-1.54;-1.11)	Large decrease	<0.001	14/0/1
RSA _{tt}	9.00 \pm 0.27	8.59 \pm 0.35	-4.52 \pm 3.06	-1.31 (-1.53;-1.09)	Large decrease	<0.001	14/0/1

Significant changes were reported between PRE-RSAbest and PRE-RSAS7 for trunk angle (-4.33% \pm 4.18; $p < 0.001$; ES: -0.92, large decrease), ipsilateral hip angle (-4.85% \pm 2.56; $p < 0.001$; ES: -1.46, large decrease), knee angle (1.75% \pm 2.06; $p = 0.009$; ES: 0.62, moderate increase) and contralateral hip angle (1.99% \pm 2.15; $p = 0.002$; ES: 0.61, moderate increase). No significant kinematic changes were reported after the RST between PRE-RSAbest and POST-RSAbest or between POST-RSAbest and POST-RSAS7 except for the contralateral hip (1.77% \pm 1.51; $p = 0.006$; ES: 0.58, moderate increase). After the intervention, significant changes were reported between PRE-RSAS7 and POST-RSAS7 for trunk angle (5.58% \pm 3.95; $p < 0.001$; ES: 1.19, large increase) and ipsilateral hip angle (5.25% \pm 3.51; $p < 0.001$; ES: 1.47, large increase). All kinematic results are summarised in **Table 2**, and **Figure 3** displays individual adaptations according to SWC.

Table 2. Changes in kinematic variables

Variables	Time	Angle (°) ± SD		Mean Δ (%)	Effect size (upper-lower 95% CI)	Descriptor	p-value (post-hoc)
Trunk angle (°)	PRE-RSAbest vs PRE-RSAs7	75.7 ± 3.61	72.4 ± 3.62	-4.33 ± 4.18	-0.92 (-1.13;-0.71)	Large decrease	<0.001
	PRE-RSAbest vs POST-RSAbest	75.7 ± 3.61	76.1 ± 3.53	0.56 ± 1.32	0.11 (-0.08;0.31)	Trivial	1.000
	PRE-RSAs7 vs POST-RSAs7	72.4 ± 3.62	76.3 ± 3.00	5.58 ± 3.95	1.19 (0.98;1.40)	Large increase	<0.001
	POST-RSAbest vs POST-RSAs7	76.1 ± 3.53	76.3 ± 3.00	0.32 ± 1.63	0.06 (-0.13;0.26)	Trivial	1.000
Hip angle (ipsilateral) (°)	PRE-RSAbest vs PRE-RSAs7	127.9 ± 3.72	121.7 ± 4.70	-4.85 ± 2.56	-1.46 (-1.69;-1.24)	Large decrease	<0.001
	PRE-RSAbest vs POST-RSAbest	127.9 ± 3.72	127.9 ± 3.72	-0.02 ± 0.83	-0.01 (-0.21;0.19)	Trivial	1.000
	PRE-RSAs7 vs POST-RSAs7	121.7 ± 4.70	128.0 ± 3.79	5.25 ± 3.51	1.47 (1.25;1.70)	Large increase	<0.001
	POST-RSAbest vs POST-RSAs7	127.9 ± 3.72	128.0 ± 3.79	0.10 ± 1.34	0.03 (-0.17;0.23)	Trivial	1.000
Knee angle (°)	PRE-RSAbest vs PRE-RSAs7	148.1 ± 4.36	150.6 ± 3.83	1.75 ± 2.06	0.62 (0.42;0.82)	Moderate increase	0.009
	PRE-RSAbest vs POST-RSAbest	148.1 ± 4.36	147.8 ± 4.27	-0.22 ± 1.14	-0.08 (-0.27;0.12)	Trivial	1.000
	PRE-RSAs7 vs POST-RSAs7	150.7 ± 3.83	148.7 ± 5.13	-1.27 ± 1.88	-0.42 (-0.62;-0.22)	Small decrease	0.089
	POST-RSAbest vs POST-RSAs7	147.8 ± 4.27	148.7 ± 5.13	0.65 ± 1.74	0.21 (0.01;0.40)	Small increase	1.000
Hip angle (contralateral) (°)	PRE-RSAbest vs PRE-RSAs7	178.4 ± 6.25	181.9 ± 5.09	1.99 ± 2.15	0.61 (0.41;0.81)	Moderate increase	0.002
	PRE-RSAbest vs POST-RSAbest	178.4 ± 6.25	178.2 ± 5.57	-0.11 ± 0.68	-0.04 (-0.24;0.16)	Trivial	1.000
	PRE-RSAs7 vs POST-RSAs7	181.9 ± 5.09	181.3 ± 5.16	-0.29 ± 2.44	-0.11 (-0.31;0.08)	Trivial	1.000
	POST-RSAbest vs POST-RSAs7	178.2 ± 5.57	181.3 ± 5.16	1.77 ± 1.51	0.58 (0.38;0.778)	Moderate increase	0.006
Kick-back score (°)	PRE-RSAbest vs PRE-RSAs7	139.9 ± 7.79	133.8 ± 7.29	-4.29 ± 2.08	-0.80 (-1.01;-0.59)	Large decrease	<0.001
	PRE-RSAbest vs POST-RSAbest	139.9 ± 7.79	140.7 ± 7.18	0.64 ± 1.15	0.11 (-0.08;0.31)	Trivial	1.000
	PRE-RSAs7 vs POST-RSAs7	133.8 ± 7.29	138.5 ± 7.54	3.51 ± 2.85	0.63 (0.42;0.83)	Moderate increase	<0.001
	POST-RSAbest vs POST-RSAs7	140.7 ± 7.18	138.5 ± 7.55	-1.61 ± 1.53	-0.31 (-0.50;-0.11)	Small decrease	0.030

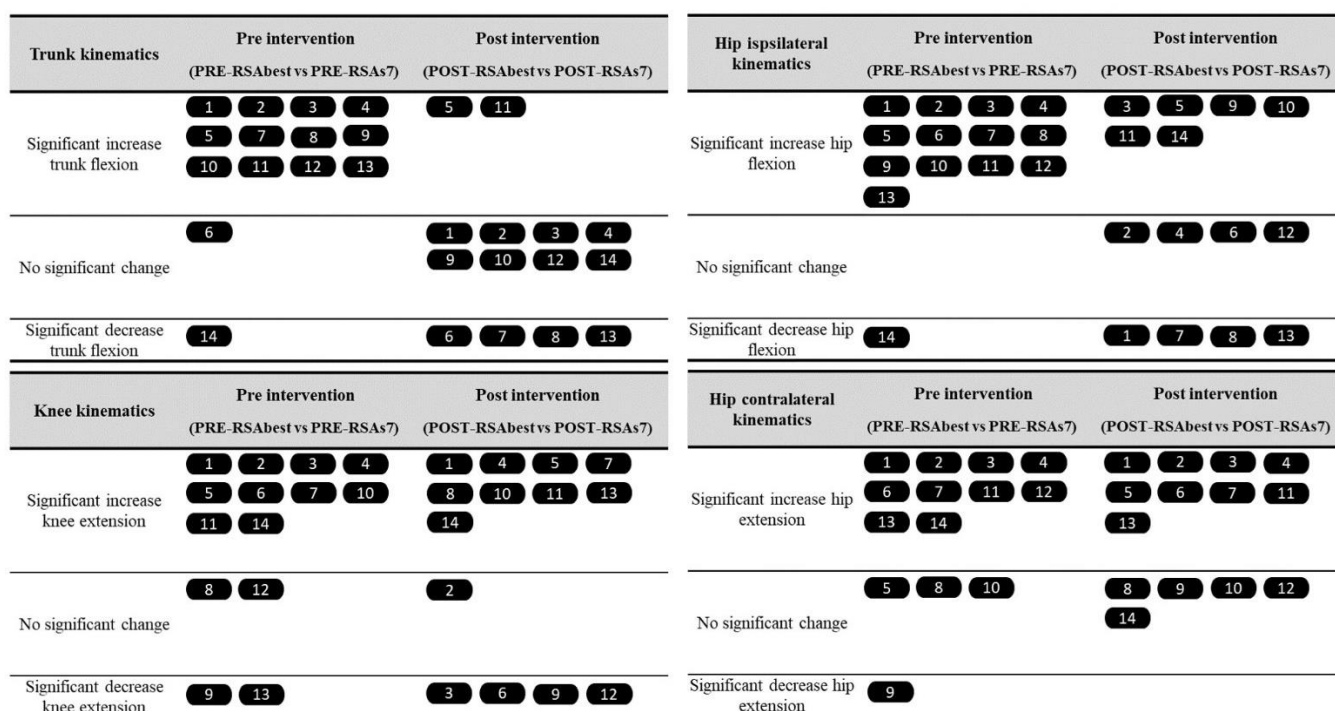


Figure 3. Individual running pattern adaptations comparing non-fatigued condition (PRE-RSAbest vs PRE-RSAs7) and fatigued conditions (POST-RSAbest vs POST-RSAs7) during pre and post intervention. No significant change was calculated from the Smallest Worthwhile Change (SWC, see methods). Each circle represents a participant.

Discussion

The present study was designed to explore the effects of 8 weeks of RST on sprint biomechanics at maximal speed in semi-professional football players. The main findings of this study validated our initial hypothesis that an RST program induced significant changes in sprint performance (i.e., 20 m time; 30 m time; 20-30 m time) for the pre-fatigue conditions (PRE-RSAbest vs POST-RSAbest) and during fatigued conditions (PRE-RSAS7 vs POST-RSAS7). Our study also revealed significant changes in sagittal plane kinematics at maximal speed and for PRE-RSAS7 vs POST-RSAS7 comparisons, with a decrease in trunk flexion and a reduction of the overstriding parameter. These results suggest that RST should be recommended for obtaining better sprint performance and “safer” technique (i.e., reducing hamstring strain) (Bramah & Dos’Santos, 2023; Schuermans et al., 2017), especially during fatigue.

These results highlight the importance of including RST to improve sprint performance, given that RST induced an improvement in RSAbest in our study (i.e., 0-20 m sprint time: $-2.02\% \pm 2.69$, and 0-30 m sprint time: $-2.63\% \pm 1.97$). Previous studies investigating RST have reported beneficial effects on RSAbest ranging from -1.31% (Soares-Caldeira et al., 2014) to -5.8% (Mohr et al., 2007) improvements with many studies reporting $\sim 2\text{-}3\%$ reduction (Buchheit et al., 2010; Chtara et al., 2017; Dawson et al., 1998; laia et al., 2017; Rey et al., 2019; Sanchez-Sanchez et al., 2019). Regarding training volume, it is worth noting that the majority of studies reviewed in this context prescribed an RST volume ranging from 2400 m to 2880 m. The present study is consistent with this guideline as the total training volume implemented was 2430 m. Furthermore, if the maximum speed parameters are considered, a decrease in time from 20 to 30 m ($-4.08\% \pm 5.71$) was observed between PRE-RSAbest and POST-RSAbest. While the RST program was beneficial for improving RSAbest, several changes were reported between PRE-RSAS7 and POST-RSAS7, including a decrease in 0-20 m ($-1.60\% \pm 2.53$), 0-30 m ($-2.03\% \pm 1.98$), and 20-30 m ($-3.06\% \pm 3.99$) times. In this fatigued context, Soares-Caldeira et al. (2014) showed a similar improvement in RSA worst time of 4.07% after post-RST. Additionally, improvement in RSAmean (0-20 m: $-1.37\% \pm 2.23$; 0-30 m: $-2.27\% \pm 1.49$, and 20-30 m: $-4.52\% \pm 3.06$), and RSAAtt (0-20 m: $-1.37\% \pm 2.23$; 0-30 m: $-2.27\% \pm 1.49$, and 20-30 m: $-4.52\% \pm 3.06$) were reported. Similar enhancements in RSAmean, and RSAAtt have been

reported in previous studies (Buchheit et al., 2010; Ferrari Bravo et al., 2008; Iaia et al., 2017; Rey et al., 2019; Selmi et al., 2018).

The current changes in sprint performance were reached with only one training session per week: this training methodology has been proven to be effective (Rey et al., 2019) and is adaptable to the mesocycle demands of a semi-professional team. In terms of sprint performance, our study is in line with previous the meta-analysis published, which suggested that RST is an effective strategy to improve speed, RSA, and high-intensity running performance in team-sports-trained individuals (Taylor et al., 2015; Thurlow et al., 2023).

The kinematic components analysis showed no significant differences in the comparisons under non-fatigued conditions (PRE-RSAbest vs. POST-RSAbest). This result is consistent with a recent study by Lahti et al. (2020), who showed that heavy resisted sprint training can improve sprint performance without negatively affecting sprinting kinematics. In other words, this suggests that if the sprint technique is not specifically targeted during training, it is unlikely to change over time. However, it seems relevant to cite Mendiguchia's study, which reported that a multimodal intervention combining lumbopelvic control exercises with a running technique program could induce biomechanical changes (Mendiguchia et al., 2022). Although Mendiguchia et al. (2022) didn't explore the fatigue context in sprint biomechanics, it has already been reported that anterior pelvic tilt is increased under fatigue conditions (Small et al., 2009). Admittedly, our study did not directly measure the pelvis but Higashihara and colleagues demonstrated that a greater forward trunk tilt was associated with a greater anterior pelvic tilt (Higashihara et al., 2015). Thus, if the trunk plays a crucial role in the pelvic tilt, the present study reported an increase in trunk flexion for PRE-RSAbest vs PRE-RSAS7 ($-4.33 \pm 4.18\%$; large decrease; $p < 0.001$). Therefore, an increase in trunk flexion could favor anterior pelvic tilt and potentially increase strain (assuming strain is the major determinant of tissue failure). Subsequently, trunk flexion was significantly reduced between PRE-RSAS7 and POST-RSAS7 ($5.58 \pm 3.95\%$; large increase; $p < 0.001$) for 12/14 subjects. The results of the present study are substantially smaller than those of Mendiguchia et al. (2022), who reported a 32.45% decrease in anterior pelvic tilt after specific training. Concomitantly, the present study showed a decrease in overstriding pattern in fatigue condition. As defined by Souza. (2016), overstriding includes hip flexion and knee

extension before initial contact (through the lateral malleolus falling anterior to the runner's pelvis). Thus, during fatigue, more subjects limited their knee extension after the RST (POST-RSAbest vs POST-RSAS7) compared to pre-RST (PRE-RSAbest vs PRE-RSAS7). The second factor associated with the overstriding pattern is the ipsilateral hip angle, and 13/14 subjects showed an increase in hip flexion before RST (PRE-RSAbest vs PRE-RSAS7). Nevertheless, a majority of players displayed reduced hip flexion during fatigue after RST (POST-RSAbest vs POST-RSAS7). Interestingly, a forward trunk lean, increased hip flexion, and an extended knee could increase strain with a lengthening of the hamstring muscle–tendon unit (Danielsson et al., 2020; Gronwald et al., 2022). Additionally, in order to report the back-side mechanism and lumbopelvic control, the kick-back score has been measured (Lahti, Mendiguchia, et al., 2020). In our study, an increase in the kick-back mechanism was apparent in both fatigue conditions (PRE-RSAbest vs PRE-RSAS7: $-4.29 \pm 2.08\%$; large decrease; $p < 0.001$; POST-RSAbest vs POST-RSAS7: $-1.61 \pm 1.53\%$; small decrease; $p = 0.030$). This implies that in the fatigue condition, lumbopelvic control decreases, and the running pattern is less optimal. The present study found a significant decrease in kick-back between PRE-RSAS7 and POST-RSAS7 ($3.51 \pm 2.85\%$; moderate increase; $p < 0.001$). These results (i.e., trunk, overstriding and kick-back movements) could potentially decrease hamstring strain, especially in fatigue condition after RST (PRE-RSAS7 vs POST-RSAS7).

Nevertheless, the present study reported an increase of contralateral hip extension during fatigue (PRE-RSAbest vs PRE-RSAS7: $1.99 \pm 2.15\%$; moderate increase; $p = 0.002$; POST-RSAbest vs POST-RSAS7: 1.77 ± 1.51 ; moderate increase; $p = 0.006$). A change in hip angulation could contribute to an increase in pelvic rotation caused by an augmentation of the lumbosacral torsional torque (Sado et al., 2017). Finally, the action of the contralateral iliopsoas on the pelvis could induce an increase in anterior pelvic tilt (Thelen et al., 2006). Both movement patterns should imply a greater hamstring strain. However, the changes described previously (i.e., trunk, overstriding pattern and kick back mechanism) seem to have more influence than only contralateral hip on hamstring strain due to the greater moment arm (Visser et al., 1990).

An 8-week RST program, designed to enhance sprint biomechanics, showed beneficial effects on sprint performance and promoted a sprint pattern that potentially

decreased hamstring strain, especially during fatigue conditions. Incorporating RST in the context of semi-professional soccer could provide valuable insights for optimizing sprint performance with and without fatigue, and optimizing sprint biomechanical variables. These observations can help coaches to better orient and individualize both RST and hamstring injury prevention.

The main limitation of this study is that although it appears to play an essential role in hamstring strain, specific pelvic orientation cannot be measured using this kind of analysis, which limits the discussion to information inferred from trunk position. Nevertheless, some authors have correlated the movement of the trunk and pelvis (Higashihara et al., 2015; Nagahara et al., 2018) and our present study measured trunk angulation. Several studies have discussed the trunk position application with the same methodology that was replicated in the present study (Lahti, Huuhka, et al., 2020; Romero et al., 2022; Wild et al., 2018). In addition, due to the difficulty of getting access to a semi-professional sample, no control group was included in this study. Finally, more studies are needed to generalise the results in other football playing levels and with larger sample sizes.

Conclusion

Findings from the present study indicated that RST could have beneficial effects on sprinting biomechanics. Considering our findings, it is important to note that the intervention period created a win-win strategy, with better sprint performance and a “safer” sprint pattern, especially during fatigue (PRE-RSAS7 vs POST-RSAS7). A reduction in trunk flexion, kick-back mechanism and a decrease in overstriding could potentially reduce hamstring strain. Furthermore, it seems relevant to use RSA to better individualize both sprint training and hamstring injury prevention.

References

Baumert, P., Temple, S., Stanley, J. M., Cocks, M., Strauss, J. A., Shepherd, S. O., Drust, B., Lake, M. J., Stewart, C. E., & Erskine, R. M. (2021). Neuromuscular fatigue and recovery after strenuous exercise depends on skeletal muscle size and stem cell characteristics. *Scientific Reports*, 11(1), 7733. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-87195-x>

Bishop, D., Girard, O., & Mendez-Villanueva, A. (2011). Repeated-sprint ability - part II: Recommendations for training. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 41(9), 741–756. <https://doi.org/10.2165/11590560-000000000-00000>

Bramah, C., & Dos'Santos, T. (2023). 50 The association between the Sprint Mechanics Assessment Score (S-MAS) to retrospective and prospective Hamstring Strain Injuries in elite football players. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 9(Suppl 1). <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2023-sportskongres2023.20>

Bramah, C., Mendiguchia, J., Dos'Santos, T., & Morin, J.-B. (2023). Exploring the Role of Sprint Biomechanics in Hamstring Strain Injuries: A Current Opinion on Existing Concepts and Evidence. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*. <https://doi.org/10.1007/s40279-023-01925-x>

Buchheit, M., Mendez-Villanueva, A., Delhomel, G., Brughelli, M., & Ahmaidi, S. (2010). Improving repeated sprint ability in young elite soccer players: Repeated shuttle sprints vs. explosive strength training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(10), 2715–2722. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bf0223>

Chaudhari, A. M. W., McKenzie, C. S., Pan, X., & Oñate, J. A. (2014). Lumbopelvic control and days missed due to injury in professional baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(11), 2734–2740. <https://doi.org/10.1177/0363546514545861>

Chtara, M., Rouissi, M., Haddad, M., Chtara, H., Chaalali, A., Owen, A., & Chamari, K. (2017). Specific physical trainability in elite young soccer players: Efficiency over 6 weeks' in-season training. *Biology of Sport*, 34(2), 137–148. <https://doi.org/10.5114/biol sport.2017.64587>

Clark, K. P., Rieger, R. H., Bruno, R. F., & Stearne, D. J. (2019). The National Football League Combine 40-yd Dash: How Important is Maximum Velocity? *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(6), 1542–1550. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002081>

Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences (2nd ed)*. L. Erlbaum Associates.

Daly, C., Persson, U. M., Twycross-Lewis, R., Woledge, R. C., & Morrissey, D. (2016). The biomechanics of running in athletes with previous hamstring injury: A case-control

study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(4), 413–420. <https://doi.org/10.1111/sms.12464>

Danielsson, A., Horvath, A., Senorski, C., Alentorn-Geli, E., Garrett, W. E., Cugat, R., Samuelsson, K., & Hamrin Senorski, E. (2020). The mechanism of hamstring injuries—A systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 21(1), 641. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03658-8>

Dawson, B., Fitzsimons, M., Green, S., Goodman, C., Carey, M., & Cole, K. (1998). Changes in performance, muscle metabolites, enzymes and fibre types after short sprint training. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 78, 163–169. <https://doi.org/10.1007/s004210050402>

Ekstrand, J., Bengtsson, H., Waldén, M., Davison, M., Khan, K. M., & Hägglund, M. (2022). Hamstring injury rates have increased during recent seasons and now constitute 24% of all injuries in men's professional football: The UEFA Elite Club Injury Study from 2001/02 to 2021/22. *British Journal of Sports Medicine*, 57(5), 292–298. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-105407>

Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American Journal of Sports Medicine*, 39(6), 1226–1232. <https://doi.org/10.1177/0363546510395879>

Ekstrand, J., Waldén, M., & Hägglund, M. (2016). Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: A 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. *British Journal of Sports Medicine*, 50(12), 731–737. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095359>

Ferrari Bravo, D., Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., Castagna, C., Bishop, D., & Wisloff, U. (2008). Sprint vs. Interval training in football. *International Journal of Sports Medicine*, 29(8), 668–674. <https://doi.org/10.1055/s-2007-989371>

Girard, O., Mendez-Villanueva, A., & Bishop, D. (2011). Repeated-sprint ability - part I: Factors contributing to fatigue. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 41(8), 673–694. <https://doi.org/10.2165/11590550-000000000-00000>

Gronwald, T., Klein, C., Hoenig, T., Pietzonka, M., Bloch, H., Edouard, P., & Hollander, K. (2022). Hamstring injury patterns in professional male football (soccer): A

systematic video analysis of 52 cases. *British Journal of Sports Medicine*, 56(3), 165–171. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-104769>

Haugen, T., Danielsen, J., Alnes, L., McGhie, D., Sandbakk, Ø., & Ettema, G. (2018). On the Importance of 'Front-Side Mechanics' in Athletics Sprinting. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(4). <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0812>

Higashihara, A., Nagano, Y., Takahashi, K., & Fukubayashi, T. (2015). Effects of forward trunk lean on hamstring muscle kinematics during sprinting. *Journal of Sports Sciences*, 33(13), 1366–1375. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.990483>

Huygaerts, S., Cos, F., Cohen, D. D., Calleja-González, J., Guitart, M., Blazevich, A. J., & Alcaraz, P. E. (2020). Mechanisms of Hamstring Strain Injury: Interactions between Fatigue, Muscle Activation and Function. *Sports*, 8(5), 65. <https://doi.org/10.3390/sports8050065>

Iaia, F. M., Fiorenza, M., Larghi, L., Alberti, G., Millet, G. P., & Girard, O. (2017). Short- or long-rest intervals during repeated-sprint training in soccer? *PloS One*, 12(2), e0171462. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0171462>

Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., Castagna, C., Bishop, D., Ferrari Bravo, D., Tibaudi, A., & Wisloff, U. (2008). Validity of a repeated-sprint test for football. *International Journal of Sports Medicine*, 29(11), 899–905. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1038491>

Jones, A., Jones, G., Greig, N., Bower, P., Brown, J., Hind, K., & Francis, P. (2019). Epidemiology of injury in English Professional Football players: A cohort study. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 35, 18–22. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.10.011>

Kalema, R. N., Duhig, S. J., Williams, M. D., Donaldson, A., & Shield, A. J. (2022). Sprinting technique and hamstring strain injuries: A concept mapping study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 25(3), 209–215. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2021.09.007>

Kenneally-Dabrowski, C. J. B., Brown, N. A. T., Lai, A. K. M., Perriman, D., Spratford, W., & Serpell, B. G. (2019). Late swing or early stance? A narrative review of hamstring

injury mechanisms during high-speed running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 29(8), 1083–1091. <https://doi.org/10.1111/sms.13437>

Lahti, J., Huuhka, T., Romero, V., Bezodis, I., Morin, J.-B., & Häkkinen, K. (2020). Changes in sprint performance and sagittal plane kinematics after heavy resisted sprint training in professional soccer players. *PeerJ*, 8, e10507. <https://doi.org/10.7717/peerj.10507>

Lahti, J., Mendiguchia, J., Ahtiainen, J., Anula, L., Kononen, T., Kujala, M., Matinlauri, A., Peltonen, V., Thibault, M., Toivonen, R.-M., Edouard, P., & Morin, J. B. (2020). Multifactorial individualised programme for hamstring muscle injury risk reduction in professional football: Protocol for a prospective cohort study. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 6(1), e000758. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2020-000758>

Liu, Y., Sun, Y., Zhu, W., & Yu, J. (2017). The late swing and early stance of sprinting are most hazardous for hamstring injuries. *Journal of Sport and Health Science*, 6(2), 133–136. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.01.011>

Mendiguchia, J., Castaño-Zambudio, A., Jiménez-Reyes, P., Morin, J.-B., Edouard, P., Conceição, F., Tawiah-Dodoo, J., & Colyer, S. L. (2022). Can We Modify Maximal Speed Running Posture? Implications for Performance and Hamstring Injury Management. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 17(3), 374–383. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2021-0107>

Mohr, M., Krstrup, P., Nielsen, J. J., Nybo, L., Rasmussen, M. K., Juel, C., & Bangsbo, J. (2007). Effect of two different intense training regimens on skeletal muscle ion transport proteins and fatigue development. *American Journal of Physiology. Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 292(4), R1594-1602. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.00251.2006>

Nagahara, R., Matsubayashi, T., Matsuo, A., & Zushi, K. (2018). Kinematics of the thorax and pelvis during accelerated sprinting. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 58(9), 1253–1263. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.07137-7>

Pinniger, G. J., Steele, J. R., & Groeller, H. (2000). Does fatigue induced by repeated dynamic efforts affect hamstring muscle function? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(3), 647–653. <https://doi.org/10.1097/00005768-200003000-00015>

- Rampinini, E., Coutts, A. J., Castagna, C., Sassi, R., & Impellizzeri, F. M. (2007). Variation in top level soccer match performance. *International Journal of Sports Medicine*, 28(12), 1018–1024. <https://doi.org/10.1055/s-2007-965158>
- Rey, E., Padrón-Cabo, A., Costa, P. B., & Lago-Fuentes, C. (2019). Effects of different repeated sprint-training frequencies in youth soccer players. *Biology of Sport*, 36(3), 257–264. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2019.87047>
- Romero, V., Lahti, J., Castaño Zambudio, A., Mendiguchia, J., Jiménez Reyes, P., & Morin, J.-B. (2022). Effects of Fatigue Induced by Repeated Sprints on Sprint Biomechanics in Football Players: Should We Look at the Group or the Individual? *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(22), Article 22. <https://doi.org/10.3390/ijerph192214643>
- Sado, N., Yoshioka, S., & Fukashiro, S. (2017). The three-dimensional kinetic behaviour of the pelvic rotation in maximal sprint running. *Sports Biomechanics*, 16(2), 258–271. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1231837>
- Sanchez-Sanchez, J., Ramirez-Campillo, R., Petisco, C., Gonzalo-Skok, O., Rodriguez-Fernandez, A., Miñano, J., & Nakamura, F. Y. (2019). Effects of Repeated Sprints With Changes of Direction on Youth Soccer Player's Performance: Impact of Initial Fitness Level. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(10), 2753–2759. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002232>
- Schuermans, J., Van Tiggelen, D., Palmans, T., Danneels, L., & Witvrouw, E. (2017). Deviating running kinematics and hamstring injury susceptibility in male soccer players: Cause or consequence? *Gait & Posture*, 57, 270–277. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.268>
- Selmi, W., Rebai, H., Chtara, M., Naceur, A., & Sahli, S. (2018). Self-confidence and affect responses to short-term sprint interval training. *Physiology & Behavior*, 188, 42–47. <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2018.01.016>
- Small, K., McNaughton, L. R., Greig, M., Lohkamp, M., & Lovell, R. (2009). Soccer fatigue, sprinting and hamstring injury risk. *International Journal of Sports Medicine*, 30(8), 573–578. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1202822>
- Soares-Caldeira, L. F., de Souza, E. A., de Freitas, V. H., de Moraes, S. M. F., Leicht, A. S., & Nakamura, F. Y. (2014). Effects of additional repeated sprint training during

preseason on performance, heart rate variability, and stress symptoms in futsal players: A randomized controlled trial. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(10), 2815–2826. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000461>

Souza, R. B. (2016). An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 27(1), 217–236. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.08.006>

Taylor, J., Macpherson, T., Spears, I., & Weston, M. (2015). The effects of repeated-sprint training on field-based fitness measures: A meta-analysis of controlled and non-controlled trials. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 45(6), 881–891. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0324-9>

Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Sherry, M. A., & Heiderscheit, B. C. (2006). Neuromusculoskeletal models provide insights into the mechanisms and rehabilitation of hamstring strains. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 34(3), 135–141. <https://doi.org/10.1249/00003677-200607000-00008>

Thurlow, F., Huynh, M., Townshend, A., McLaren, S. J., James, L. P., Taylor, J. M., Weston, M., & Weakley, J. (2023). The Effects of Repeated-Sprint Training on Physical Fitness and Physiological Adaptation in Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*. <https://doi.org/10.1007/s40279-023-01959-1>

Visser, J. J., Hoogkamer, J. E., Bobbert, M. F., & Huijing, P. A. (1990). Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(5–6), 453–460. <https://doi.org/10.1007/BF00236067>

Wild, J. J., Bezodis, I. N., North, J. S., & Bezodis, N. E. (2018). Differences in step characteristics and linear kinematics between rugby players and sprinters during initial sprint acceleration. *European Journal of Sport Science*, 18(10), 1327–1337. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1490459>

Wilmes, E., de Ruiter, C. J., Bastiaansen, B. J. C., Goedhart, E. A., Brink, M. S., van der Helm, F. C. T., & Savelsbergh, G. J. P. (2021). Associations between Hamstring Fatigue and Sprint Kinematics during a Simulated Football (Soccer) Match. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002753>

Woods, C., Hawkins, R. D., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A., Hodson, A., & Football Association Medical Research Programme. (2004). The Football Association Medical Research Programme: An audit of injuries in professional football--analysis of hamstring injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 38(1), 36–41. <https://doi.org/10.1136/bjism.2002.002352>

3.4. Estudio 4: Effects of Repeated-Sprint Training on sprint performance, and blood metabolites in women professional soccer players.

Effects of Repeated-Sprint Training on sprint performance, and blood metabolites in women professional soccer players.

Valentin Romero¹; Adrián Castaño Zambudio¹; Pedro Jiménez Reyes¹.

¹ Centre for Sport Studies, Rey Juan Carlos University, 28942 Madrid, Spain

Abstract: Repeated-sprint ability (RSA) performance could influence the running distances covered during a match and discriminate between levels of football players. The present study investigated the effect of a 6-week repeated-sprint training (RST) period on sprint performance, RSA, and physiological variables. Players were randomly assigned to an RST group based on short (15-sec, n= 10, RST15) or long (30-sec, n=12, RST30) rest intervals. RST consisted of six 30-m all-out sprints separated by 15 or 30 seconds of active recovery between each sprint. Before and after the RST period, the 30-15 Intermittent Fitness Test (IFT), 200 and 30 m sprint, RSA, CMJ, lactate, ammonia, and RPE were assessed. After the RST period, pre-post within-group analysis showed that all performance and physiological variables were significantly improved in both groups ($p < 0.05$), except for the 30 m sprint in the RST15 group. In the between-group analysis, no significant differences were observed between RST15 and RST30 in any variable ($p > 0.05$). Significant time \times group interactions were observed for the 200 m sprint ($p < 0.001$, F-value= 23.9, and $\eta^2 = 0.54$, large effect). Additionally, larger effect sizes were reported for RST30 compared to RST15 in the 200 and 30 m sprints and ammonia variables. The present results suggest that both RST15 and RST30 have a beneficial impact on performance and physiological variables linked to football.

Keywords: fatigue, RST, football, lactate.

Introduction

Football is a complex sport in which technical, physical, and tactical skills are recognised as important factors (Bangsbo, 1994; Bloomfield et al., 2007). It is characterised as an intermittent sport, with football players having to cover a wide spectrum of intensities separated by short recovery periods (Spencer et al., 2005). In this context, football appears to be a sport with high physiological demands. The first study to report the significance of repeated sprint ability (RSA) as an important fitness component in football was conducted by Reilly and Thomas (1976). Several years later, Dawson et al. (1984) developed the Phosphate Recovery Test as a means to measure RSA. Subsequently, they adapted the Phosphate Recovery Test, and most of the subsequent tests described in the literature are based on it (Dawson et al., 1991).

Since the measurement of this capacity became possible, RSA has played a crucial role in distinguishing players' performance. Consequently, it has been reported that players who exhibit the smallest performance decrements in the RSA test engage in more high-intensity actions separated by shorter recovery times compared to those with higher decrements (Carling et al., 2012). Additionally, teams with less success exhibited greater decrements in the total sprint distance covered during the match, suggesting that the ability to maintain sprint performance over the match is crucial (Bradley et al., 2009; Di Salvo et al., 2009; Mohr et al., 2003). Finally, it has been shown that the results of an RSA test can be used to discriminate player football levels (i.e., professional vs amateur) (Rampinini et al., 2009).

From a physiological perspective, researchers have investigated the mechanisms underlying acute fatigue during the RSA protocol. It has been demonstrated that RSA leads to decreased performance and induces both central and peripheral fatigue (Girard et al., 2011). This reduction in performance may be attributed to the accumulation of metabolites, such as H⁺ ions and inorganic phosphate (Pi). Metabolic factors associated with RSA play an important role in the induction of fatigue. Firstly, we can mention blood lactate concentration [La], a consequence of glycolytic energy contribution. It has been shown that an increase in [La] was associated with a reduction in strength or power output, and RSA variables in football players (Rampinini et al., 2009). Secondly, blood ammonia levels and countermovement jump (CMJ) performance have been used as indicators of neuromuscular fatigue in high-intensity exercises (Morcillo et al., 2015; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011).

Repeated Sprint Training (RST) could be an efficient way to enhance RSA, acceleration, maximal sprinting, and maximal power output abilities (Taylor et al., 2015; Thurlow et al., 2023). RST is based on an effective strategy to improve both metabolic factors, such as oxidative capacity, phosphocreatine recovery, and H⁺ buffering, and neural factors, including muscle activation and recruitment strategies (Bishop et al., 2011). RST has the potential to enhance performance-related variables within a few weeks and is notably time-effective. Indeed, an RSE takes just a few minutes, and with only one training session per week, improvements in sprinting and repeated sprint performances can be achieved (Bishop et al., 2011; Rey et al., 2019; Taylor et al., 2015). Furthermore, when implementing RST, it is logical to consider the exercise-to-rest ratio. Research has shown that both short recovery times and long recovery times between sprints lead to improvements in key football performance variables. The specific benefits can vary depending on the chosen recovery time, but both methods appear to be effective (Iaia et al., 2017). To maximize training adaptations with RST, it is possible to manipulate variables such as volume, rest, or weekly frequency (Taylor et al., 2015). Notably, there appears to be a research gap in exploring the synergistic effects of combining low training volume, also known as micro-dosing, with varied recovery times, encompassing both short and long rest intervals, in a once-weekly RST regimen. Based on the available evidence, RSA plays a crucial role in football performance, and enhancing this capacity could yield significant benefits for football players' performance.

Consequently, the aim of the current study was to investigate the effects of two types of RST on football performance variables. The first RST involved short rest intervals (15-sec) between sprints, while the second RST included longer rest periods (30-sec). We hypothesized that RST would lead to significant changes in all tested variables, resulting in significant improvements across both groups. We expected both groups to exhibit similar and enhanced changes, particularly in sprint performance, and RSA, while also experiencing favourable physiological adaptations. Additionally, we hypothesized that the RST30 group would demonstrate better improvements, especially in variables without fatigue such as the 30 m sprint.

Materials and methods

Subjects

Twenty-two female professional football players were enrolled in this study. Their demographic and physiological characteristics were as follows: age 21.0 ± 4.65 years, height 1.62 ± 0.07 meters, and body mass 56.4 ± 4.73 kilograms. These participants were members of a first-division team in the Spanish National Championship, engaging in 4-5 training sessions weekly, in addition to one official match. Eligibility for this study was contingent upon attending over 90% of the training sessions during the intervention period and having no injuries in the same timeframe. Prior to commencement, each participant was briefed on the study protocols and provided written informed consent. The study's testing procedures received approval from the Universidad Rey Juan Carlos Ethical Committee (Approval Number 0607202217522, URJC, Madrid, Spain), ensuring compliance with the ethical standards of the Declaration of Helsinki.

Training program

The intervention was conducted during the competitive season and consisted of a pre-training test (one week before RST), six weeks of RST, followed by a post-training test (one week after RST). The training regimen involved adding one weekly session of RST to the usual training routines. Each training session consisted of one set of six 30-m all-out sprints separated by 15 or 30 seconds of active recovery between each sprint. Players were randomly assigned to an RST group with either short (15-sec, $n=10$, RST15) or long (30-sec, $n=12$, RST30) rest intervals. RST15 had a 1:3 Exercise:Rest (E:R) ratio and RST30 had a 1:6 E:R ratio. Aside from the difference in recovery time (15 or 30-sec) during the RST, the two groups had exactly the same football and strength and conditioning training.

Procedures

Before (week -1) and after (week +1) the RST, tests were conducted to measure sprint performance and physiological variables. These testing sessions were distributed over one week and included i) RSA test, ii) 200-m sprint, iii) 30-15 Intermittent Fitness Test (IFT), iv) CMJ test, v) blood lactate measurement, vi) ammonia measurement, vii) rating of perceived exertion (RPE). The testing procedures

followed the same order before and after the intervention. Prior to RST and the testing sessions, all players completed a standardized warm-up, which included low-intensity running, dynamic stretch drills, sprint drills, and progressive accelerations. Verbal instructions for the session were given, and all participants were familiarized with the testing and training procedures. All sessions were conducted on a synthetic pitch, in the same weather conditions, and at the same time of the day. The testing and training protocols are both summarised in **Figure 1**.

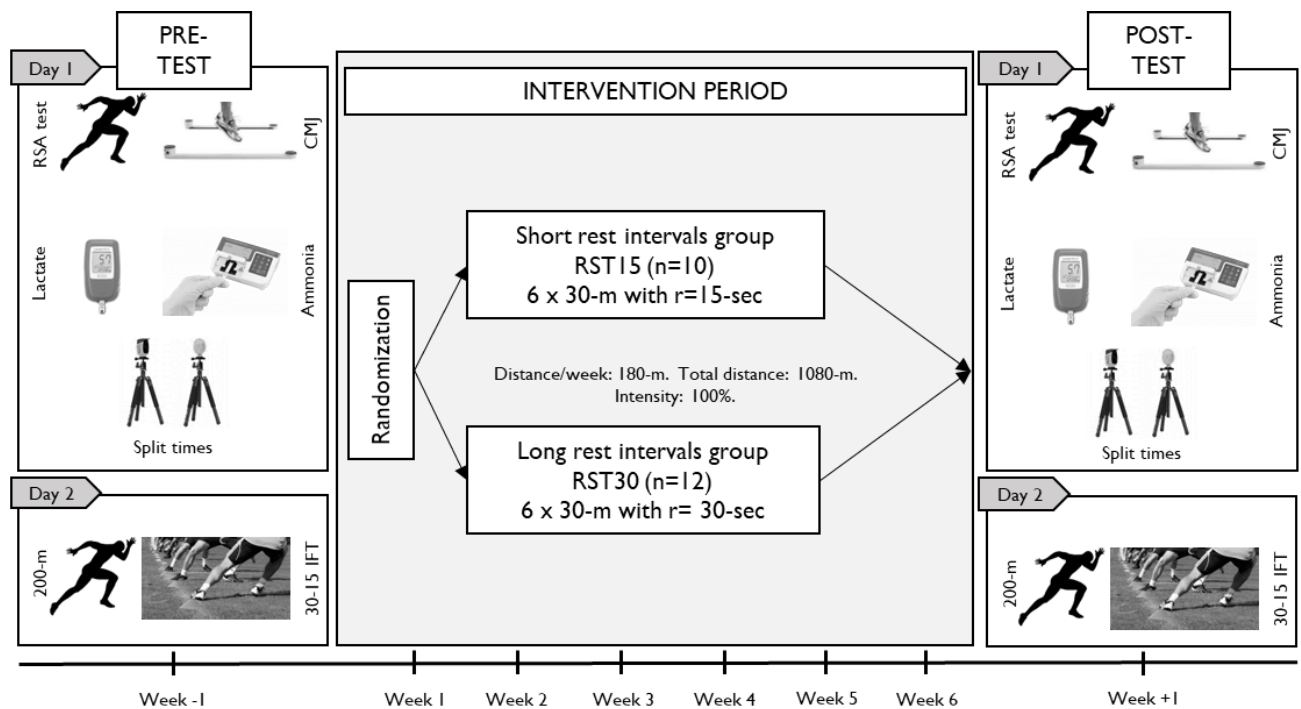


Figure 1. Testing and training program overview.

30-15 IFT. The 30-15 IFT consists of 30-second shuttle runs interspersed with 15-second passive recovery periods. The initial velocity is fixed at 8 km.⁻¹ with a progressive increment of 0.5 km.⁻¹ every 45 sec (Buchheit, 2008). The 30-15 IFT was completed over a 40-m shuttle distance, with participants running back and forth. The running pace was regulated by a pre-recorded beep, and players were required to be within the 3-m zones placed at each end and in the middle of the course when each short beep sounded. During the 15-sec recovery period, subjects returned to the nearest line to begin the next running stage. The test ended when a participant was unable to complete the required distance on three consecutive occasions. The speed reached during the last completed stage was considered as the maximal running speed 30-15 IFT.

RSA test. The RSA test consisted of one set of fifteen 30-m all-out sprints with 24 seconds of active recovery between each sprint. Photoelectric cells (Witty, Microgate, Bolzano, Italy) were positioned at 0, 20 and 30-m to measure sprint times. The starting point was set at 0.6 m behind the first timing gate. Variables related to RSA were computed as follows: 30-m sprint (the fastest sprint during the RSA test), RSA_{mean} (mean time of the 15 sprints), and 30-m sprint fatigue (the last sprint during the test). The percentage decrement (RSA_{dec}) was calculated using the equation proposed by Girard and colleagues (Girard et al., 2011): $RSA_{dec}(\%) = \left(\frac{S_1+S_2+S_3+\dots+S_{final}}{S_{best} * number\ of\ sprints} - 1 \right) * 100$.

200-m sprint. Each participant performed a 200 m running test. The test was conducted on an oval 400 m outdoor track with a rubber surface.

CMJ test. Before and after the RSA test, all subjects performed a CMJ test. CMJ height was measured based on flight time using an infrared timing system (Optojump; Microgate, Bolzano, Italy). Before the RSA protocol, participants completed three maximal CMJs, with 30 s of rest between each jump, and the average of these jumps was recorded. Subjects were instructed to keep their hands on their hips during the downward movement, followed by a maximal vertical jump. Ten seconds after the RSA protocol, a single CMJ was performed, and the percentage of CMJ height loss was calculated relative to the baseline.

Lactate and ammonia. Blood lactate concentration ([La]) and ammonia levels were sampled one minute after the end of the RSA protocol. Capillary blood samples were obtained from the index fingertip according to the manufacturer's instructions. A portable lactate analyzer (Lactate Pro LT-1710, Arkray, Kyoto, Japan) was used to determine [La] and ammonia levels were assessed using a portable ammonia analyzer (PocketChem BA PA-4130, Menarini Diagnostics, Florence, Italy).

Rating of Perceived Exertion (RPE). RPE was assessed both before and after RST immediately following the RSA protocol using Foster's 0–10 scale (Foster et al., 2001). Players were asked to rate how hard they found the RSA protocol 15 minutes after its completion. All players were familiar with and regularly used this scale.

Statistical analysis

All statistical analyses were conducted using JASP (version 0.14.1.0, University of Amsterdam, Netherlands). The normal distribution and homogeneity of variance of each variable were checked using the Shapiro–Wilk and Levene’s tests, respectively. All data are presented as mean \pm standard deviation (SD). Statistical significance was established at the $p < 0.05$ level. Prior to further statistical analyses, an unpaired t-test was conducted to confirm the absence of between-group differences in the pre-test measurements. A two-factor repeated-measure ANOVA was performed for each variable, with one within-factor (period: PRE intervention vs. POST intervention) and one between-factor (group: RST15 vs. RST30). In the case of a significant interaction, a Bonferroni post hoc test was applied. F-value and partial eta squared (η^2) were calculated, with an effect of $\eta^2 \geq 0.01$ indicating a small, ≥ 0.059 a medium, and ≥ 0.138 a large effect (Cohen, 1988). A paired-samples t-test was applied to evaluate the outcome variables before and after the training period. Additionally, effect sizes (ESs) were calculated using Cohen’s d. ESs were classified as trivial (< 0.2), small (0.2–0.49) moderate (0.5–0.79), and large (> 0.8), along with 95% confidence intervals (including lower limit and upper limit) (Cohen, 1988). To facilitate the interpretation of the results, a statistical approach based on the magnitude of changes was employed (Hopkins et al., 2009). For comparisons within groups, the chance that the true mean changes for each training program were beneficial (i.e., greater than the smallest worthwhile change, SWC [0.2 multiplied by the between-subject standard deviation]), trivial or harmful for performance were calculated. Magnitude-based inferences and the quantitative chances of being beneficial, trivial, or harmful were qualitatively evaluated as follows: 0–0.5%, most unlikely; 0.5–5%, very unlikely; 5–25%, unlikely; 25–75%, possibly; 75–95%, likely; 95–99.5%, very likely, 99.5–100%, most likely (Hopkins et al., 2009).

Results

The final analysis included only those players who participated in at least 90% of all training sessions, resulting in the exclusion of 2 out of the 24 participants (8%). None of the players sustained injuries during the intervention period or the testing days. No significant differences were found between the two RST groups in any of the initial measurements (30-15 IFT: $p = 0.378$; 200-m: $p = 0.689$; RSA variables: $p = 0.256$ – 0.877 ; CMJ: $p = 0.250$; physiological variables: $p = 0.156$ – 0.713).

Following training, a significant time effect was found for all variables. Intra-group analysis demonstrated that both groups showed significant improvements in their velocity during the 30-15 IFT test (RST15: $5.11\% \pm 2.82$; $p < 0.001$; ES: 0.58, moderate increase; RST30: $6.10\% \pm 2.88$; $p < 0.001$; ES: 0.71, moderate increase), 30-m sprint time during fatigue (RST15: $-4.83\% \pm 5.67$; $p = 0.023$; ES: -0.61 moderate decrease; RST30: $-5.42\% \pm 5.36$; $p = 0.005$; ES: -1.26, large decrease), and reduced their 200-m sprint times (RST15: $-3.82\% \pm 1.38$; $p < 0.001$; ES: -0.84, large decrease; RST30: $8.61\% \pm 2.74$; $p < 0.001$; ES: -1.78, large decrease). However, only the RST30 group showed significant changes in the 30-m sprint time (RST15: $-1.54\% \pm 2.22$; $p = 0.053$; ES: -0.39, small decrease; RST30: $-2.81\% \pm 1.39$; $p < 0.001$; ES: -0.83, large decrease). Both groups improved variables related to RSA, such as RSAdec (RST15: $-24.8\% \pm 48.7$; $p = 0.034$; ES: -0.90, large decrease; RST30: $-19.5\% \pm 15.3$; $p = 0.001$; ES: -0.83, large decrease), and RSAmean (RST15: $-5.02\% \pm 3.69$; $p = 0.004$; ES: -0.81, large decrease; RST30: $-4.57\% \pm 1.72$; $p < 0.001$; ES: -1.71, large decrease). All the results are summarised in **Table 1, 2** and **Figure 2**.

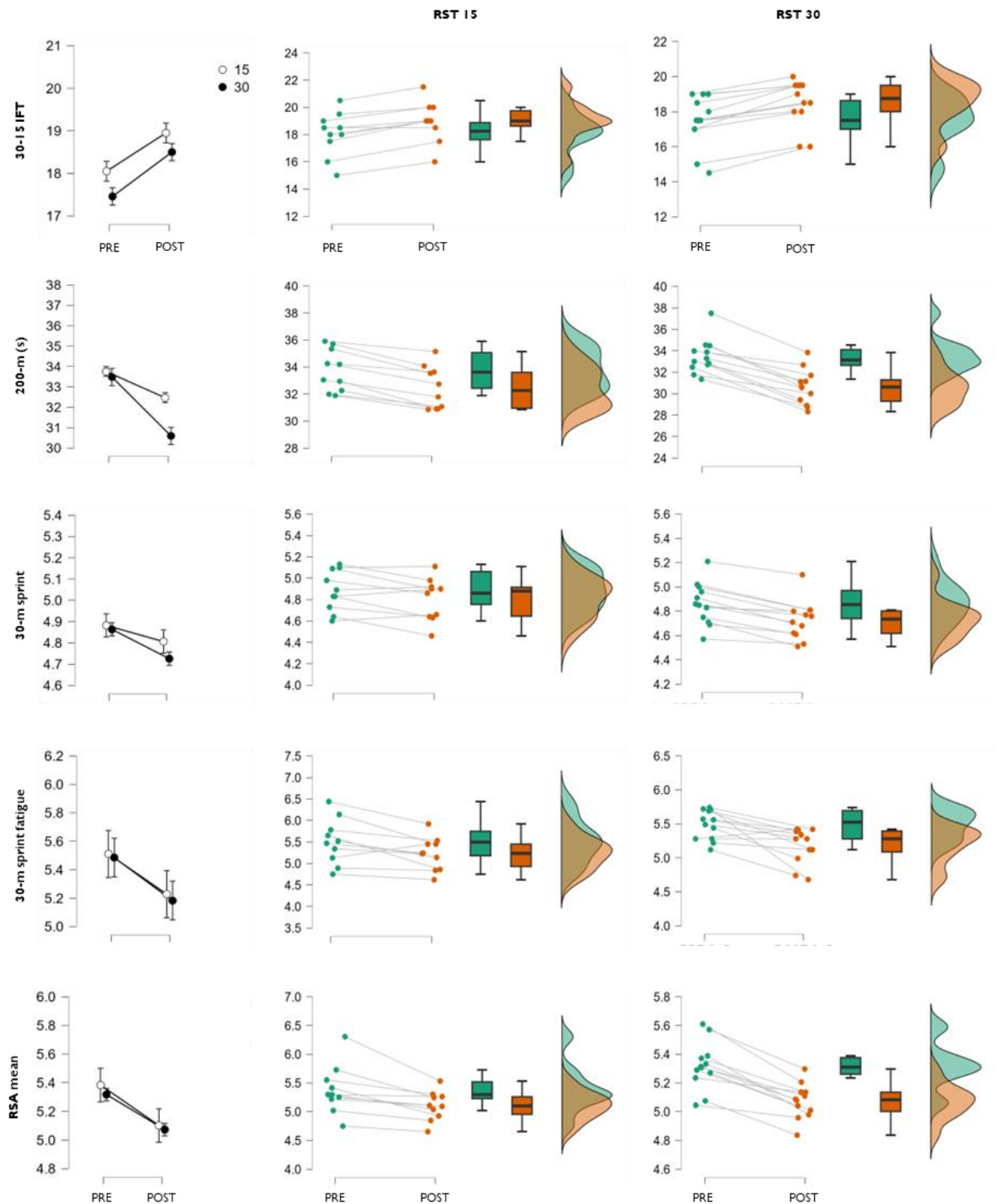


Figure 2. Physical performance adaptations from pre- to post-test.

Significant changes in physiological variables and fatigue-related measures were as follows: lactate (RST15: $-18.4\% \pm 13.2$; $p=0.007$; ES: -1.34 , small decrease; RST30: $-21.2\% \pm 8.41$; $p<0.001$; ES: -1.08 , large decrease); ammonia (RST15: $-20.4\% \pm 10.5$; $p<0.001$; ES: -0.87 , large decrease; RST30: $-30.5\% \pm 9.88$; $p<0.001$; ES: -2.24 , large decrease); loss of jump height during CMJ (RST15: $-34.4\% \pm 24.9$; $p<0.001$; ES:

0.83, large increase; RST30: -38.2% ± 19.7; p<0.001; ES: 1.85, large increase), and RPE (RST15: -4.70% ± 4.24; p=0.003; ES: -0.35, small decrease; RST30: -5.53% ± 4.06; p<0.001; ES: -0.92, large decrease). All the results are summarised in **Table 1**, **2** and **Figure 3**.

Table 1. Changes in performance and physiological-related variables following the RST15 and RST30 protocols.

Variable	RST15			RST30			ANOVA <i>p</i> -values (F-values; ηp^2)		
	Pre	Post	<i>p</i> (intra)	Pre	Post	<i>p</i> (intra)	Time	Group	Time x Group
30-15 IFT	18.1 ± 1.61	19.0 ± 1.48	<0.001	17.5 ± 1.47	18.5 ± 1.33	<0.001	<0.001 (99.6; 0.83)	0.411 (0.70; 0.03)	0.475 (0.53; 0.03)
200-m sprint (s)	33.8 ± 1.54	32.5 ± 1.57	<0.001	33.5 ± 1.61	30.6 ± 1.64	<0.001	<0.001 (163.4; 0.89)	0.122 (2.61; 0.12)	<0.001 (23.9; 0.54)
30-m sprint (s)	4.88 ± 0.19	4.81 ± 0.20	0.053	4.86 ± 0.17	4.73 ± 0.16	<0.001	<0.001 (31.6; 0.61)	0.514 (0.44; 0.02)	0.121 (2.62; 0.12)
30-m sprint fatigue (s)	5.51 ± 0.53	5.23 ± 0.38	0.023	5.49 ± 0.22	5.18 ± 0.26	0.005	<0.001 (18.9; 0.49)	0.797 (0.07; 0.003)	0.886 (0.02; 0.001)
RSAdec (%)	10.2 ± 5.84	6.14 ± 2.59	0.034	9.39 ± 2.79	7.39 ± 1.91	0.001	<0.001 (15.1; 0.43)	0.866 (0.03; 0.001)	0.202 (1.74; 0.08)
RSA mean (s)	5.38 ± 0.42	5.10 ± 0.25	0.004	5.32 ± 0.17	5.07 ± 0.12	<0.001	<0.001 (52.5; 0.72)	0.663 (0.20; 0.01)	0.591 (0.30; 0.02)
CMJ (% loss jump)	-17.3 ± 7.94	-11.2 ± 6.79	<0.001	-14.4 ± 2.81	-8.90 ± 3.15	<0.001	<0.001 (64.0; 0.76)	0.253 (1.39; 0.07)	0.685 (0.17; 0.008)
Lactate	13.2 ± 2.51	10.5 ± 1.28	0.007	13.7 ± 3.05	10.7 ± 2.44	<0.001	<0.001 (46.4; 0.70)	0.761 (0.10; 0.005)	0.714 (0.14; 0.007)
Ammonia	196.9 ± 50.9	156.0 ± 42.8	<0.001	189.5 ± 31.0	130.3 ± 20.9	<0.001	<0.001 (97.0; 0.83)	0.284 (1.21; 0.06)	0.086 (3.26; 0.14)
RPE	8.50 ± 1.15	8.10 ± 1.15	0.003	9.04 ± 0.50	8.54 ± 0.58	<0.001	<0.001 (36.8; 0.65)	0.194 (1.81; 0.08)	0.508 (0.46; 0.02)

Table 2. Effects RST15 compared with RST30 training on 30-15 IFT, 200-m sprint time, 30-m sprint time, RSAdec, RSAmean, lactate, ammonia, CMJ, and RPE.

Variable	RST15					RST30				
	% change	Effect Size (Lower;Upper 95% CI)	Descriptor	% chances of beneficial/negligible/harmful effect	Qualitative inference	% change	Effect Size (Lower;Upper 95% CI)	Descriptor	% chances of beneficial/negligible/harmful effect	Qualitative inference
30-15 IFT	5.11 ± 2.82	0.58 (0.30;0.87)	Moderate increase	99/1/0	Very likely	6.10 ± 2.88	0.71 (0.48;0.95)	Moderate increase	100/0/0	Most likely
200-m sprint (s)	-3.82 ± 1.38	-0.84 (-1.13;-0.55)	Large decrease	100/0/0	Most likely	-8.61 ± 2.74	-1.78 (-2.06;-1.51)	Large decrease	100/0/0	Most likely
30-m sprint (s)	-1.54 ± 2.22	-0.39 (-0.67;-0.11)	Small decrease	82/17/1	Likely	-2.81 ± 1.39	-0.83 (-1.07;-0.59)	Large decrease	100/0/0	Most likely
30-m sprint fatigue (s)	-4.83 ± 5.67	-0.61 (-0.89;-0.32)	Moderate decrease	89/10/1	Likely	-5.42 ± 5.36	-1.26 (-1.52;-1.01)	Large decrease	98/2/0	Very likely
RSAdec (%)	-24.8 ± 48.7	-0.90 (-1.19;-0.61)	Large decrease	94/5/1	Likely	-19.5 ± 15.3	-0.83 (-1.07;-0.59)	Large decrease	100/0/0	Most likely
RSA mean (s)	-5.02 ± 3.69	-0.81 (-1.10;-0.52)	Large decrease	100/0/0	Most likely	-4.57 ± 1.72	-1.71 (-1.98;-1.44)	Large decrease	100/0/0	Most likely
CMJ (% loss jump)	-34.4 ± 24.9	0.83 (0.54; 1.12)	Large increase	100/0/0	Most likely	-38.2 ± 19.7	1.85 (1.57;2.13)	Large increase	100/0/0	Most likely
Lactate	-18.4 ± 13.2	-1.34 (-1.64;-1.03)	Large decrease	100/0/0	Most likely	-21.2 ± 8.41	-1.08 (-1.32;-0.83)	Large decrease	100/0/0	Most likely
Ammonia	-20.4 ± 10.5	-0.87 (-1.16;-0.58)	Large decrease	100/0/0	Most likely	-30.5 ± 9.88	-2.24 (-2.54;-1.95)	Large decrease	100/0/0	Most likely
RPE	-4.70 ± 4.24	-0.35 (-0.63;-0.07)	Small decrease	89/11/0	Likely	-5.53 ± 4.06	-0.92 (-1.17;-0.68)	Large decrease	100/0/0	Most likely

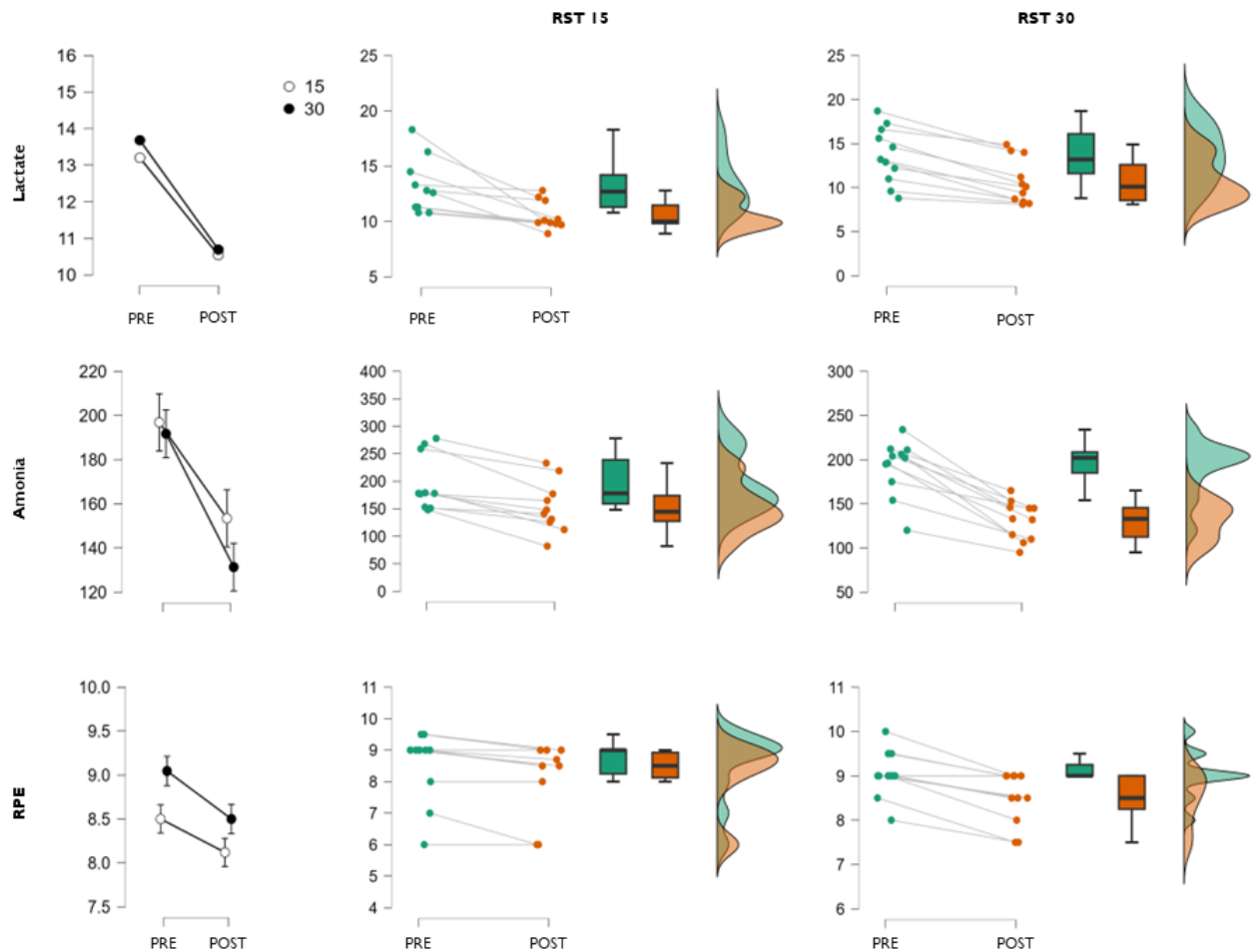


Figure 3. Physiological adaptations from pre- to post-test.

No significant main effects for group were obtained for any variable. There was a training x period interaction for 200 m sprint ($p < 0.001$, $F\text{-value} = 23.9$, and $\eta^2 = 0.54$, large effect). Differences between the training groups were also supported by larger ESs in 30 (RST15: -0.39; RST30: -0.83) and 200 m sprints (RST15: -0.84; RST30: -1.78), and ammonia (RST15: -0.87; RST30: -2.24) variables.

Discussion

The primary findings of the current study highlight the effectiveness of RST in improving performance and physiological variables. Within-group time analysis revealed enhancements in all measured variables, with the exception of the 30 m sprint test, which demonstrated improvement only after RST30. Between-group analysis showed no significant differences, indicating that RST15 and RST30 both showed progress in the same direction. However, the time x group interaction demonstrated that RST30 exhibited superior improvement in 200 m sprint compared to RST15.

Additionally, and despite the non-significant results for 30 m sprint fatigue and ammonia, larger effect sizes were reported in the RST30 group compared to the RST15 group. Taken together, these findings suggest that RST may enhance sprint performance through physiological adaptations.

When examining markers of performance, a significant improvement was observed in the 30-15 IFT, with an increase of $5.11\% \pm 2.82$ ($p < 0.001$) for the RST15 group and $6.10\% \pm 2.88$ ($p < 0.001$) for RST30 group. These changes were similar for both groups despite different E:R ratios (1:3 for RST15 and 1:6 for RST30). In a previous study, the RST30 group improved its Yo-Yo IR2 score by 6.5% (a non-significant change). However, the same study reported a significant improvement for RST15 in the same test (11.4% after training) (Iaia et al., 2017). Other studies have observed that RST with a 1:2-1:3 E:R ratio could induce significant changes in Yo-Yo IRT, ranging from 11.6 to 28.1% (Ferrari Bravo et al., 2008; Gatterer et al., 2014; Nyberg et al., 2016). Conversely, E:R ratios providing more recovery appear to yield changes comparable to those observed in our study. For instance, Mohr and colleagues reported that the RST group with a 1:10 ratio improved their Yo-Yo IR2 performance by 9.9% (Mohr et al., 2007). Similarly, a second study showed that RST with a 1:5 ratio led to an 8% improvement in Yo-Yo IR1 (Serpiello et al., 2011). It is essential to note that studies reporting very positive results with E:R ratios of 1:2-1:3 often involve several minutes of recovery between blocks, which affects the effective E:R ratio. Furthermore, the majority of these studies implemented a high training volume: this contrasts with the present study, which adopted a low training volume to accommodate the constraints of a professional football team. Beyond the ratios, another possible explanation for the difference in the percentage of improvement is that the present study measured 30-15 IFT stages, while previously published studies analyzed the distance in meters during the Yo-Yo test.

The present results demonstrated that following RST, both groups showed significant improvements in their 200-m sprint times (RST15: $-3.82\% \pm 1.38$; $p < 0.001$, and RST30: $-8.61\% \pm 2.74$; $p < 0.001$). The observed changes were significantly superior for the RST30 group ($p < 0.001$), with a larger effect size compared to RST15. During a 200-m sprint, the majority of the required adenosine triphosphate (ATP) is generated through anaerobic glycolysis (Hautier et al., 1994). Subjects with a higher rate of glycogenolysis have also shown better initial sprint performance (Bogdanis et

al., 1995). Furthermore, a strong correlation exists between initial sprint performance and both final and total sprint performance (Bishop et al., 2003, 2004). However, it is important to note that these results deviate from the current literature, which suggests that a 1:3-1:1 E:R ratio may be more beneficial for 200-meter performance compared to a 1:6 ratio (Iaia et al., 2015, 2017; Saraslanidis et al., 2011). In addition, a ratio involving more recovery allows for training while maintaining a higher running speed (Iaia et al., 2017), which can be beneficial during a 200-meter sprint. Some authors argue that RST with shorter rest intervals between sprints implies a greater activation of glycolysis. Nevertheless, it is worth considering that during the final sprint of an RSA, glycolysis only contributes 9% of the energy used in metabolism (Girard et al., 2011).

Additionally, a recent meta-analysis reported a possibly large effect of RST on 30-m sprint performance (Taylor et al., 2015). Indeed, numerous studies have consistently demonstrated significant improvements in 30-m sprints following RST, with improvements ranging from approximately 1.5% to 6% (Buchheit, Mendez-Villanueva, Delhomel, et al., 2010; Chtara et al., 2017; Dawson et al., 1998; Iaia et al., 2017; Krakan et al., 2020; Mohr et al., 2007; Rey et al., 2019; Sanchez-Sanchez et al., 2019; Soares-Caldeira et al., 2014). However, in the present study, the results indicate that RST15 did not lead to a significant improvement in the 30-m sprint during the post-test ($-1.54\% \pm 2.22$; $p=0.053$), while RST30 significantly reduced the time required for the 30-m sprint ($-2.81\% \pm 1.39$; $p<0.001$). These results align with a prior study that found significant improvement in 20-m sprint performance (-2.7%) with long-rest training (E:R ratio= 1:6) (Iaia et al., 2017). However, earlier studies did not report significant changes when using short-rest intervals between sprints (1:3 and 1:4 E:R ratio) (Fernandez-Fernandez et al., 2012; Iaia et al., 2017). Indeed, it has been observed that an E:R ratio ranging from 1:3 to 1:4 resulted in a -2.13% reduction in 30-m sprint time (Buchheit, Mendez-Villanueva, Delhomel, et al., 2010), while a ratio that included more recovery led to an 8.81% decrease in 30-m time (Nebil et al., 2014). These results can be explained by the greater resynthesis of phosphocreatine (Pcr) during long-rest training (30 seconds) compared to short-rest training (15 seconds). In both cases, it is possible that ATP/Pcr reserves are only partially restored before the start of the next sprint (Bogdanis et al., 1996; Dawson et al., 1997). Nevertheless, the RST30 group had twice as much time to recover from the previous effort. This extended recovery time could make the RST30 group more efficient during subsequent

repetitions compared to the RST15 group. In fact, with shorter rest intervals (1:2), subjects demonstrated greater oxygen consumption between rests but a lower total work per sprint compared to longer rest intervals (1:4) (La Monica et al., 2016). This argument was corroborated by laia et al. (2017), where longer rest intervals between sprints allowed for the maintenance of a higher sprinting speed across repetitions during training. The aforementioned arguments occurred during each set of every training session, which may explain the described changes.

RST resulted in specific improvements in the RSA variables. We observed a significant improvement in 30-m sprint under fatigue for both groups (RST15: $-4.83\% \pm 5.67$; $p=0.023$, and RST30: $-5.42\% \pm 5.36$; $p<0.001$). A previous study showed similar results (-4.07% improvement in sprint time during fatigue) with an E:R ratio of approximately 1:5 (Soares-Caldeira et al., 2014). The present study also reported a significant improvement in RSA_{mean} time for RST15 ($-5.02\% \pm 3.69$; $p<0.001$), and RST30 ($-4.57\% \pm 1.72$; $p<0.001$). These large decreases in RSA_{mean} are consistent with current literature, which reports improvements ranging from 1.62% to 7.8%, with the majority falling between 2-3% (Buchheit, Mendez-Villanueva, Delhomel, et al., 2010; Buchheit, Mendez-Villanueva, Quod, et al., 2010; Chtara et al., 2017; Rey et al., 2019; Serpiello et al., 2011; Soares-Caldeira et al., 2014). The last variable associated with RSA is RSA_{dec}, which is difficult to compare with other studies due to ongoing debates about its calculation (Girard et al., 2011; Glaister et al., 2008). Fatigue index and RSA_{dec} are the most common indicators of fatigue. In the present study, we analysed the RSA_{dec} instead of the fatigue index because the latter can be influenced by an exceptionally good or bad first or last sprint (Glaister et al., 2008). The present results showed significant changes for both groups (RST15: $-24.8\% \pm 48.7$; $p=0.034$, and RST30: -19.5 ± 15.3 ; $p=0.001$), indicating improved fatigue resistance during the post-test. During RST, the distribution of the training load seems crucial, especially for professional football players. However, previous studies have proposed RST programs involving 2-3 sets of 6-10 sprints, performed 1, 2, or 3 times per week. This approach may not be realistic for a semi-professional or professional football population. To address this issue, a previous study demonstrated the effectiveness of having only one RST session per week, which yielded similar changes to the group training 3 times per week (Rey et al., 2019). Furthermore, a recent study introduced the concept of micro-dosing, which involves providing small stimuli throughout the week while keeping the

overall training load fairly low (Cuadrado-Peñafiel et al., 2023). It is known that certain adaptations in response to RST can become evident within just 2 weeks of training (with three sessions per week) (Olek et al., 2018). It is essential to effectively manage the E:R ratio because excessive recovery periods may not lead to improvements in RSA-related variables (Hill-Haas et al., 2007). On the other hand, excessively short recovery periods could limit some of the adaptations mentioned earlier. However, the same E:R ratio may lead to different acute responses depending on the management of the number of repetitions and blocks (Little & Williams, 2007). It is important to emphasize that RSA does not naturally improve on its own, especially during critical periods, such as at the end of the season (Jorge et al., 2020). In other words, improving RSA requires specific training (Bishop et al., 2011). Therefore, the present study aligns with the principles mentioned above and can be easily integrated into a top-level football training week. From this perspective, RST appears to be a time-efficient strategy (Kelly et al., 2021) for enhancing sprint-related performance, both with and without fatigue.

Regarding CMJ height loss, both groups displayed similar changes (RST15: $-34.4\% \pm 24.9$; $p < 0.001$, and RST30: -38.2 ± 19.7 ; $p < 0.001$). Notably, CMJ height loss exhibited a strong correlation with lactate and ammonia values during RSA tests and sprint training, as observed in prior acute studies (Jimenez-Reyes et al., 2016; Morcillo et al., 2015; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011). These correlations with previous research help to explain the parallel changes in CMJ height loss, lactate, and ammonia after RST in our study.

Concurrently, the post-test revealed physiological adaptations. Two well-known biomarkers of muscle fatigue resulting from ATP metabolism are lactate and ammonia (Wan et al., 2017). Typically, an E:R ratio with a short rest time during RSA induces higher blood lactate levels (Little & Williams, 2007). However, in the present study, both groups showed decreased blood lactate levels after RST (RST15: $-18.4\% \pm 12.9$; $p < 0.001$, and RST30: $-21.3\% \pm 8.82$; $p < 0.001$). These adaptations could result from greater clearance of lactate from the blood and reduced lactate production. Although lactate can serve as an energy source, its production is often associated with H⁺ ions and inorganic phosphate, both of which are indicative of fatigue and reduce the efficiency of muscle function (Girard et al., 2011). After RST, the reduction in blood lactate levels following RSA may signify an enhancement in fatigue resistance. One

possible explanation lies at the cellular level and involves monocarboxylate transporter type 1, which plays an essential role in transporting important cell nutrients, cellular metabolism, and regulating pH (Felmlee et al., 2020). This transporter has shown an inverse correlation with the fatigue index during RSA (Thomas et al., 2005). Moreover, an increase in monocarboxylate transporter type 1 content has been reported following RST (Mohr et al., 2007). Additionally, there may be an increase in the activity of oxidative enzymes and elevated fat oxidation after RST (Brooks & Mercier, 1994). In the post-test, both groups exhibited significant changes in ammonia levels (RST15: $-20.4\% \pm 10.5$; $p < 0.001$, and RST30: $-30.5\% \pm 9.88$; $p < 0.001$). During exercise, to maintain the ATP/ADP ratio, two molecules of ADP may be converted into one ATP molecule and one AMP molecule. Subsequently, AMP is degraded by AMP-deaminase to IMP and ammonia (Korzeniewski, 2006). Moreover, exercise leads to an increase in blood ammonia levels during high-intensity exercise when the ATP/ADP ratio is low (Banister et al., 1983). Ammonia plays a crucial role in high-intensity exercise as an indicator of muscle fatigue, as it can affect neuromuscular activity and contribute to local muscle fatigue (Yuan & Chan, 2004). Additionally, it can reach the brain and negatively impact central nervous system function (Banister et al., 1983). The reduction in blood ammonia levels during RSA after RST suggests a decreased ammonia production by muscle, possibly due to reduced activity in the deamination of AMP to IMP.

In addition to the neuromuscular and physiological adaptations, perceived effort (measured by RPE) decreased after RST for both groups (RST15: -4.70 ± 4.24 ; $p = 0.003$, and RST30: -5.53 ± 4.06 ; $p < 0.001$). In other words, the same exercise appeared less strenuous during the post-test. While some studies reported no significant change in this variable, others did (Chtara et al., 2017; Krakan et al., 2020). These variations in findings could be attributed to the fact that some teams do not use this tool, and players may require some time to become accustomed to it.

Several limitations associated with this study need to be acknowledged. Due to the challenges of accessing a semi-professional sample, we did not include a control group in this study. Furthermore, it would have been interesting to include a group with a substantially higher volume of RSA training to effectively compare the impact of micro-dosing. Finally, it is important to note that the changes in sprint performance and

physiology described in this study may not be directly generalizable to other soccer teams and training contexts, as all data were collected from a single team.

Conclusion

This study potentially provides valuable practical insights for team sports coaches. It seems clear that RST has a positive impact on various variables related to football performance. The most substantial improvements were observed in 30 and 200 m sprint, and ammonia variables for RST30 compared to RST15. However, it is important to note that the RST15 group also demonstrated significant improvements in various measures, with the exception of the 30-meter sprint. Implementing a combination of both RSTs could offer a comprehensive training approach for enhancing performance.

References

- Bangsbo, J. (1994). The physiology of soccer—With special reference to intense intermittent exercise. *Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum*, 619, 1–155.
- Banister, E. W., Allen, M. E., Mekjavic, I. B., Singh, A. K., Legge, B., & Mutch, B. J. C. (1983). The time course of ammonia and lactate accumulation in blood during bicycle exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 51(2), 195–202. <https://doi.org/10.1007/BF00455182>
- Bishop, D., Edge, J., & Goodman, C. (2004). Muscle buffer capacity and aerobic fitness are associated with repeated-sprint ability in women. *European Journal of Applied Physiology*, 92(4–5), 540–547. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1150-1>
- Bishop, D., Girard, O., & Mendez-Villanueva, A. (2011). Repeated-sprint ability - part II: Recommendations for training. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 41(9), 741–756. <https://doi.org/10.2165/11590560-000000000-00000>
- Bishop, D., Lawrence, S., & Spencer, M. (2003). Predictors of repeated-sprint ability in elite female hockey players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(2), 199–209. [https://doi.org/10.1016/s1440-2440\(03\)80255-4](https://doi.org/10.1016/s1440-2440(03)80255-4)
- Bloomfield, J., Polman, R., & O'Donoghue, P. (2007). Physical Demands of Different Positions in FA Premier League Soccer. *Journal of Sports Science & Medicine*, 6(1), 63–70.

- Bogdanis, G. C., Nevill, M. E., Boobis, L. H., & Lakomy, H. K. (1996). Contribution of phosphocreatine and aerobic metabolism to energy supply during repeated sprint exercise. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 80(3), 876–884. <https://doi.org/10.1152/jappl.1996.80.3.876>
- Bogdanis, G. C., Nevill, M. E., Boobis, L. H., Lakomy, H. K., & Nevill, A. M. (1995). Recovery of power output and muscle metabolites following 30 s of maximal sprint cycling in man. *The Journal of Physiology*, 482(Pt 2), 467–480.
- Bradley, P. S., Sheldon, W., Wooster, B., Olsen, P., Boanas, P., & Krstrup, P. (2009). High-intensity running in English FA Premier League soccer matches. *Journal of Sports Sciences*, 27(2), 159–168. <https://doi.org/10.1080/02640410802512775>
- Brooks, G. A., & Mercier, J. (1994). Balance of carbohydrate and lipid utilization during exercise: The ‘crossover’ concept. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 76(6), 2253–2261. <https://doi.org/10.1152/jappl.1994.76.6.2253>
- Buchheit, M. (2008). The 30-15 intermittent fitness test: Accuracy for individualizing interval training of young intermittent sport players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(2), 365–374. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181635b2e>
- Buchheit, M., Mendez-Villanueva, A., Delhomel, G., Brughelli, M., & Ahmaidi, S. (2010). Improving repeated sprint ability in young elite soccer players: Repeated shuttle sprints vs. explosive strength training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(10), 2715–2722. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bf0223>
- Buchheit, M., Mendez-Villanueva, A., Quod, M., Quesnel, T., & Ahmaidi, S. (2010). Improving acceleration and repeated sprint ability in well-trained adolescent handball players: Speed versus sprint interval training. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 5(2), 152–164. <https://doi.org/10.1123/ijsp.5.2.152>
- Carling, C., Le Gall, F., & Dupont, G. (2012). Analysis of repeated high-intensity running performance in professional soccer. *Journal of Sports Sciences*, 30(4), 325–336. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.652655>
- Chtara, M., Rouissi, M., Haddad, M., Chtara, H., Chaalali, A., Owen, A., & Chamari, K. (2017). Specific physical trainability in elite young soccer players: Efficiency over 6

weeks' in-season training. *Biology of Sport*, 34(2), 137–148. <https://doi.org/10.5114/biolsport.2017.64587>

Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences (2nd ed)*. L. Erlbaum Associates.

Cuadrado-Peñafiel, V., Castaño-Zambudio, A., Martínez-Aranda, L. M., González-Hernández, J. M., Martín-Acero, R., & Jiménez-Reyes, P. (2023). Microdosing Sprint Distribution as an Alternative to Achieve Better Sprint Performance in Field Hockey Players. *Sensors*, 23(2), 650. <https://doi.org/10.3390/s23020650>

Dawson, B., Ackland, T., & Roberts, C. (1984). A new fitness test for team and individual sports. *Sports Coach*, 8(2), 42–44.

Dawson, B., Fitzsimons, M., Green, S., Goodman, C., Carey, M., & Cole, K. (1998). Changes in performance, muscle metabolites, enzymes and fibre types after short sprint training. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 78, 163–169. <https://doi.org/10.1007/s004210050402>

Dawson, B., Goodman, C., Lawrence, S., Preen, D., Polglaze, T., Fitzsimons, M., & Fournier, P. (1997). Muscle phosphocreatine repletion following single and repeated short sprint efforts. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 7(4), 206–213. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1997.tb00141.x>

Dawson, B., Roberts, C., Ackland, T., & Lawrence, S. (1991). Repeated effort testing: The phosphate recovery test revisited. *Sports Coach*, 14(2), 12–17.

Di Salvo, V., Gregson, W., Atkinson, G., Tordoff, P., & Drust, B. (2009). Analysis of high intensity activity in Premier League soccer. *International Journal of Sports Medicine*, 30(3), 205–212. <https://doi.org/10.1055/s-0028-1105950>

Felmlee, M. A., Jones, R. S., Rodriguez-Cruz, V., Follman, K. E., & Morris, M. E. (2020). Monocarboxylate Transporters (SLC16): Function, Regulation, and Role in Health and Disease. *Pharmacological Reviews*, 72(2), 466–485. <https://doi.org/10.1124/pr.119.018762>

Fernandez-Fernandez, J., Zimek, R., Wiewelhove, T., & Ferrauti, A. (2012). High-Intensity Interval Training vs. Repeated-Sprint Training in Tennis. *The Journal of*

Strength & Conditioning Research, 26(1), 53-62.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318220b4ff>

Ferrari Bravo, D., Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., Castagna, C., Bishop, D., & Wisloff, U. (2008). Sprint vs. Interval training in football. *International Journal of Sports Medicine*, 29(8), 668–674. <https://doi.org/10.1055/s-2007-989371>

Foster, C., Florhaug, J. A., Franklin, J., Gottschall, L., Hrovatin, L. A., Parker, S., Doleshal, P., & Dodge, C. (2001). A new approach to monitoring exercise training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15(1), 109–115.

Gatterer, H., Philippe, M., Menz, V., Mosbach, F., Faulhaber, M., & Burtcher, M. (2014). Shuttle-run sprint training in hypoxia for youth elite soccer players: A pilot study. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(4), 731–735.

Girard, O., Mendez-Villanueva, A., & Bishop, D. (2011). Repeated-sprint ability - part I: Factors contributing to fatigue. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 41(8), 673–694. <https://doi.org/10.2165/11590550-000000000-00000>

Glaister, M., Howatson, G., Pattison, J. R., & McInnes, G. (2008). The reliability and validity of fatigue measures during multiple-sprint work: An issue revisited. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1597–1601. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318181ab80>

Hautier, C. A., Wouassi, D., Arsac, L. M., Bitanga, E., Thiriet, P., & Lacour, J. R. (1994). Relationships between postcompetition blood lactate concentration and average running velocity over 100-m and 200-m races. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 68(6), 508–513. <https://doi.org/10.1007/BF00599521>

Hill-Haas, S., Bishop, D., Dawson, B., Goodman, C., & Edge, J. (2007). Effects of rest interval during high-repetition resistance training on strength, aerobic fitness, and repeated-sprint ability. *Journal of Sports Sciences*, 25(6), 619–628. <https://doi.org/10.1080/02640410600874849>

Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 3–13. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181818cb278>

- Iaia, F. M., Fiorenza, M., Larghi, L., Alberti, G., Millet, G. P., & Girard, O. (2017). Short- or long-rest intervals during repeated-sprint training in soccer? *PloS One*, 12(2), e0171462. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0171462>
- Iaia, F. M., Fiorenza, M., Perri, E., Alberti, G., Millet, G. P., & Bangsbo, J. (2015). The Effect of Two Speed Endurance Training Regimes on Performance of Soccer Players. *PloS One*, 10(9), e0138096. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0138096>
- Jimenez-Reyes, P., Pareja-Blanco, F., Cuadrado-Peñafiel, V., Morcillo, J. A., Párraga, J. A., & González-Badillo, J. J. (2016). Mechanical, Metabolic and Perceptual Response during Sprint Training. *International Journal of Sports Medicine*, 37(10), 807–812. <https://doi.org/10.1055/s-0042-107251>
- Jorge, G., Garrafoli, M. T., & Cal Abad, C. C. (2020). Seasonal Repeated Sprint Ability With Change of Direction Variations in U17 and U20 Elite Brazilian Soccer Players: A Comparative Study. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(5), 1431–1439. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002361>
- Kelly, D. T., Cregg, C. J., O'Connor, P. L., Cullen, B. D., & Moyna, N. M. (2021). Physiological and performance responses of sprint interval training and endurance training in Gaelic football players. *European Journal of Applied Physiology*, 121(8), 2265–2275. <https://doi.org/10.1007/s00421-021-04699-0>
- Korzeniewski, B. (2006). AMP deamination delays muscle acidification during heavy exercise and hypoxia. *The Journal of Biological Chemistry*, 281(6), 3057–3066. <https://doi.org/10.1074/jbc.M510418200>
- Krakan, I., Milanovic, L., & Belcic, I. (2020). Effects of Plyometric and Repeated Sprint Training on Physical Performance. *Sports*, 8(7), 91. <https://doi.org/10.3390/sports8070091>
- La Monica, M. B., Fukuda, D. H., Beyer, K. S., Hoffman, M. W., Miramonti, A. A., Riffe, J. J., Baker, K. M., Fragala, M. S., Hoffman, J. R., & Stout, J. R. (2016). Altering Work to Rest Ratios Differentially Influences Fatigue Indices During Repeated Sprint Ability Testing. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(2), 400–406. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001122>
- Little, T., & Williams, A. G. (2007). Effects of sprint duration and exercise: Rest ratio on repeated sprint performance and physiological responses in professional soccer

players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(2), 646–648. <https://doi.org/10.1519/R-20125.1>

Mohr, M., Krstrup, P., & Bangsbo, J. (2003). Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue. *Journal of Sports Sciences*, 21(7), 519–528. <https://doi.org/10.1080/0264041031000071182>

Mohr, M., Krstrup, P., Nielsen, J. J., Nybo, L., Rasmussen, M. K., Juel, C., & Bangsbo, J. (2007). Effect of two different intense training regimens on skeletal muscle ion transport proteins and fatigue development. *American Journal of Physiology. Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 292(4), R1594-1602. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.00251.2006>

Morcillo, J. A., Jiménez-Reyes, P., Cuadrado-Peñafiel, V., Lozano, E., Ortega-Becerra, M., & Párraga, J. (2015). Relationships between repeated sprint ability, mechanical parameters, and blood metabolites in professional soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(6), 1673–1682. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000782>

Nebil, G., Zouhair, F., Hatem, B., Hamza, M., Zouhair, T., Roy, S., & Ezdine, B. (2014). Effect of optimal cycling repeated-sprint combined with classical training on peak leg power in female soccer players. *Isokinetics and Exercise Science*, 22(1), 69–76. <https://doi.org/10.3233/IES-130515>

Nyberg, M., Fiorenza, M., Lund, A., Christensen, M., Rømer, T., Piil, P., Hostrup, M., Christensen, P. M., Holbek, S., Ravnholt, T., Gunnarsson, T. P., & Bangsbo, J. (2016). Adaptations to Speed Endurance Training in Highly Trained Soccer Players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(7), 1355–1364. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000900>

Olek, R. A., Kujach, S., Ziemann, E., Ziolkowski, W., Waz, P., & Laskowski, R. (2018). Adaptive Changes After 2 Weeks of 10-s Sprint Interval Training With Various Recovery Times. *Frontiers in Physiology*, 9, 392. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00392>

Rampinini, E., Sassi, A., Morelli, A., Mazzoni, S., Fanchini, M., & Coutts, A. J. (2009). Repeated-sprint ability in professional and amateur soccer players. *Applied*

Physiology, Nutrition, and Metabolism = Physiologie Appliquee, Nutrition Et Metabolisme, 34(6), 1048–1054. <https://doi.org/10.1139/H09-111>

Reilly, T., & Thomas, T. (1976). A motion analysis of work-rate in different positional roles in professional football match-play. *Journal of Human Movement Studies*, 87–97.

Rey, E., Padrón-Cabo, A., Costa, P. B., & Lago-Fuentes, C. (2019). Effects of different repeated sprint-training frequencies in youth soccer players. *Biology of Sport*, 36(3), 257–264. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2019.87047>

Sánchez-Medina, L., & González-Badillo, J. J. (2011). Velocity loss as an indicator of neuromuscular fatigue during resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(9), 1725–1734. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318213f880>

Sanchez-Sanchez, J., Ramirez-Campillo, R., Petisco, C., Gonzalo-Skok, O., Rodriguez-Fernandez, A., Miñano, J., & Nakamura, F. Y. (2019). Effects of Repeated Sprints With Changes of Direction on Youth Soccer Player's Performance: Impact of Initial Fitness Level. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(10), 2753–2759. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002232>

Saraslanidis, P., Petridou, A., Bogdanis, G. C., Galanis, N., Tsalis, G., Kellis, S., & Mougios, V. (2011). Muscle metabolism and performance improvement after two training programmes of sprint running differing in rest interval duration. *Journal of Sports Sciences*, 29(11), 1167–1174. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.583672>

Serpiello, F. R., McKenna, M. J., Stepto, N. K., Bishop, D. J., & Aughey, R. J. (2011). Performance and physiological responses to repeated-sprint exercise: A novel multiple-set approach. *European Journal of Applied Physiology*, 111(4), 669–678. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1687-0>

Soares-Caldeira, L. F., de Souza, E. A., de Freitas, V. H., de Moraes, S. M. F., Leicht, A. S., & Nakamura, F. Y. (2014). Effects of additional repeated sprint training during preseason on performance, heart rate variability, and stress symptoms in futsal players: A randomized controlled trial. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(10), 2815–2826. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000461>

Spencer, M., Bishop, D., Dawson, B., & Goodman, C. (2005). Physiological and metabolic responses of repeated-sprint activities: specific to field-based team sports.

Sports Medicine (Auckland, N.Z.), 35(12), 1025–1044.
<https://doi.org/10.2165/00007256-200535120-00003>

Taylor, J., Macpherson, T., Spears, I., & Weston, M. (2015). The effects of repeated-sprint training on field-based fitness measures: A meta-analysis of controlled and non-controlled trials. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 45(6), 881–891.
<https://doi.org/10.1007/s40279-015-0324-9>

Thomas, C., Perrey, S., Lambert, K., Hugon, G., Mornet, D., & Mercier, J. (2005). Monocarboxylate transporters, blood lactate removal after supramaximal exercise, and fatigue indexes in humans. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 98(3), 804–809. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01057.2004>

Thurlow, F., Huynh, M., Townshend, A., McLaren, S. J., James, L. P., Taylor, J. M., Weston, M., & Weakley, J. (2023). The Effects of Repeated-Sprint Training on Physical Fitness and Physiological Adaptation in Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*. <https://doi.org/10.1007/s40279-023-01959-1>

Wan, J.-J., Qin, Z., Wang, P.-Y., Sun, Y., & Liu, X. (2017). Muscle fatigue: General understanding and treatment. *Experimental & Molecular Medicine*, 49(10), e384.
<https://doi.org/10.1038/emm.2017.194>

Yuan, Y., & Chan, K. (2004). A longitudinal study on the ammonia threshold in junior cyclists. *British Journal of Sports Medicine*, 38(2), 115–119.
<https://doi.org/10.1136/bjism.2002.000158>

Discusión

4. Discusión

4.1. Discusión general

Para un deportista, especialmente un futbolista, factores como correr más rápido durante más tiempo, saltar más alto o disparar con más fuerza son cruciales para el rendimiento. Además, el jugador debe ser capaz de realizar estos esfuerzos a pesar de la fatiga acumulada a lo largo del entrenamiento o partido. Este rendimiento, por supuesto, debe alcanzarse evitando cualquier tipo de lesión. Esta tesis pretende hacer brillar una nueva luz sobre el enfoque que podemos tener en la biomecánica de la carrera en condiciones de fatiga y las conexiones que pueden surgir con el rendimiento y el riesgo teórico de lesiones en los isquiotibiales.

Los principales resultados de la presente tesis nos proporcionan respuestas sobre las adaptaciones agudas y crónicas que pueden surgir a partir de un RSE o un RST en relación con el rendimiento en sprint, la cinemática de la carrera, la biomecánica de la pelvis y las adaptaciones fisiológicas relacionadas con estos diferentes protocolos. Además, esta tesis pone un énfasis en las adaptaciones individuales con el propósito de comprender mejor a cada sujeto.

Así, el primer estudio de este escrito tuvo por objetivo analizar el efecto de un RSE sobre la cinética y cinemática del sprint. Como se ha podido observar, el rendimiento en el sprint disminuirá con la aparición de la fatiga, afectando de manera uniforme a todos los sujetos. Aunque es cierto que algunos jugadores experimentarán una disminución de rendimiento más significativa que otros, la respuesta general sigue siendo una reducción del rendimiento. Lo último mencionado se refleja en las variables del PFV, donde se observa una disminución significativa de V_0 , F_0 (en menor medida) y P_{max} . Resultados similares han sido obtenidos por varios grupos de investigación (Edouard et al., 2018; Jiménez-Reyes et al., 2019). No obstante, la principal novedad del primer estudio de esta tesis radica en el análisis estadístico llevado a cabo en relación con las variables cinemáticas.

Con el propósito de identificar los patrones individuales frente a la fatiga, se eligió emplear un análisis de tipo “cluster”, también conocido como análisis de conglomerados. Esta metodología estadística permite evitar que algunos datos queden ocultos, como puede ocurrir con el análisis tradicional de promedios. Para

ejemplificar esto, consideremos que algunos sujetos pueden aumentar ciertos valores en condiciones de fatiga, mientras que otros pueden disminuir esos mismos valores. Por lo tanto, es plausible que no se observen cambios en la media durante el análisis estadístico, al comparar los resultados previos y posteriores a la fatiga. Por ese motivo, recientes estudios han destacado la importancia de incorporar análisis estadísticos individuales con el propósito de comprender las adaptaciones de cada uno de los sujetos (Morin et al., 2020; Welch et al., 2020).

Asimismo, a través del análisis “cluster”, se identificaron tres patrones de carrera en condiciones de fatiga. El primer patrón reveló un aumento en el nivel de “strain” teórico en los isquiotibiales, lo cual implicó un aumento en la flexión del tronco, el “overstriding” y la extensión de la cadera en la pierna contralateral. El segundo patrón identificado reducía la tensión teórica aplicada a los isquiotibiales, ya que los sujetos disminuyeron la flexión del tronco, el “overstriding” y la extensión de la cadera en la pierna contralateral. Otro patrón de movimiento podría ser caracterizado como “mixto”, dado que los sujetos parecían compensar los diferentes factores de tensión (por ejemplo, si un sujeto presentó un aumento en la flexión del tronco, a su vez redujo el “overstriding”). Además, se observó un grupo en el que no se evidenciaron cambios cinemáticos significativos bajo fatiga. Ejemplificando con datos, el sujeto típico del “cluster” que experimentó un aumento en el “strain” en condiciones de fatiga presentaba una disminución en la flexión del tronco ($-2.5 \pm 2.8\%$), una mayor extensión de la rodilla ($2.4 \pm 2.8\%$), una mayor flexión de la cadera ipsilateral ($-4.8 \pm 2.8\%$) y un aumento en la extensión de la cadera contralateral ($10.2 \pm 4.3\%$). Por otro lado, los jugadores que redujeron su nivel de “strain” presentaban una reducción en la flexión del tronco ($10.2 \pm 2.8\%$), en la extensión de la rodilla ($-1.9 \pm 2.3\%$) y en la extensión de la cadera contralateral ($-1.0 \pm 3.47\%$), junto con una disminución en la flexión de la cadera ipsilateral ($7.3 \pm 2.9\%$). Para ilustrar un ejemplo de respuestas mixtas, podemos mencionar los datos de otro grupo de “cluster”, en el que se observó una reducción en la flexión del tronco ($4.4 \pm 1.1\%$), un aumento en la extensión de la rodilla ($13.6 \pm 1.7\%$), así como en la flexión de la cadera ipsilateral ($-14.7 \pm 4.1\%$) y en la extensión de la cadera contralateral ($15.9 \pm 2.6\%$). Además, cabe señalar que uno de los grupos identificados no mostraba cambios cinemáticos notables bajo fatiga, puesto que los valores de flexión del tronco ($1.4 \pm 3.0\%$), extensión de la rodilla ($-0.5 \pm 1.4\%$),

flexión de la cadera ipsilateral ($-0.02 \pm 2.7\%$) y extensión de la cadera contralateral ($0.4 \pm 2.7\%$) apenas variaban.

Por tanto, se puede admitir la existencia de diversos tipos de respuestas ante la fatiga en lo referente a la cinemática de la carrera. Aunque aparentemente estos resultados podrían parecer contradictorios, en realidad concuerdan con los estudios publicados sobre el tema. De tal manera que, un estudio inicial describió que, en condiciones de fatiga, los sujetos tienden a adoptar un patrón de carrera protector para minimizar la tensión en los isquiotibiales (Pinniger et al., 2000). Este estudio describió que, en condiciones de fatiga, los sujetos mostraron una disminución en la flexión de la cadera y la rodilla durante la fase de swing, así como una disminución en la velocidad angular de la pierna justo antes del "touchdown", y un menor desplazamiento angular del tronco, del muslo y de los segmentos de la pierna durante el "late swing phase". Sin embargo, este estudio informó de una extensión de la rodilla más pronunciada en condiciones de fatiga. Posteriormente, un segundo estudio contradice la investigación de Pinniger, afirmando que cuando los sujetos experimentan fatiga, muestran una biomecánica de sprint que favorece la tensión en los isquiotibiales (Small et al., 2009). Este estudio reportó un aumento en el APT, el ángulo de extensión máxima de la cadera y la velocidad de la extremidad inferior, así como una reducción significativa en la flexión máxima de la cadera en condiciones de fatiga. Por otro lado, Small y su equipo de investigación describieron una disminución en el ángulo de extensión máxima de la rodilla en condiciones de fatiga. Dos estudios adicionales también han ofrecido resultados opuestos en cuanto a la extensión de la rodilla durante el sprint después de un protocolo de fatiga (Baumert et al., 2021; Wilmes et al., 2021). Así el primer estudio de esta tesis establece un vínculo entre todos estos estudios mencionados, ya que las adaptaciones en condiciones de fatiga parecen ser individuales. Por lo tanto, el hecho de que los estudios ya publicados presenten resultados contradictorios cobra sentido.

El segundo estudio de esta tesis consistió en analizar el impacto que un RSE podría tener en la biomecánica de la pelvis. En los últimos años ha aumentado el interés en el control lumbo-pélvico y su posible relación que podría tener con el rendimiento y las HSI. Sin embargo, aunque medir la cinemática 3D de la pelvis durante el sprint resulta bastante complejo, un estudio ha demostrado que la pelvis se

comporta de manera similar tanto en la marcha como en el sprint (Franz et al., 2009). Por lo tanto y con el fin de medir la cinemática 3D de la pelvis, optamos por utilizar un test de marcha (Lahti, Mendiguchia, et al., 2020) y un sensor inercial (Buganè et al., 2014).

Este estudio evidencia que, con la aparición de la fatiga, el control lumbo-pélvico tiende a disminuir en los tres planos analizados, coincidiendo con una investigación previa (Maas et al., 2018). Este aspecto se revela como uno de los elementos fundamentales para comprender el mecanismo lesional en lesiones de isquiotibiales. De hecho, se ha demostrado que un bajo control lumbo-pélvico está asociado al riesgo de lesión (Chaudhari et al., 2014), un factor frecuentemente mencionado en la prevención de lesiones en los isquiotibiales (Buckthorpe et al., 2019; Edouard et al., 2022). El análisis SPM nos permitió identificar que, en condiciones de fatiga, los sujetos presentaban diferencias significativas en la inclinación, rotación y oblicuidad de la pelvis. En resumen, esto se traduce en una disminución del control lumbo-pélvico con la fatiga. Estos resultados son consistentes con la literatura publicada sobre el tema (Maas et al., 2018; Small et al., 2009).

Sobre los distintos planes analizados, el APT no alcanzó un nivel significativo durante el análisis SPM. En cambio, se observó un aumento en la inclinación pélvica posterior mediante el mismo análisis. No obstante, el análisis de “cluster” reveló que 17 de los 28 sujetos experimentaron un aumento en el APT en condiciones de fatiga, mientras que 11 sujetos de los 28 medidos mostraron una tendencia a reducir su APT. Dentro del grupo de 17 sujetos que reportaron un aumento en el APT, 10 de 28 presentaron un aumento significativo, mientras que los 7 restantes informaron de un aumento aún mayor. Este incremento del APT en condiciones de fatiga ya ha sido observado en un estudio previo (Small et al., 2009), y se destaca como un parámetro relevante al establecer vínculos con las lesiones en los isquiotibiales (Chaudhari et al., 2014; Mendiguchia et al., 2024; Schuermans, Van Tiggelen, Palmans, et al., 2017). Aunque nuestro estudio no midió directamente la pelvis durante el sprint, es importante señalar que investigaciones anteriores han demostrado una coordinación significativa entre la cadera y la pelvis durante la marcha y la carrera (Franz et al., 2009). A pesar de que el aumento del APT se asocia con la velocidad (aumenta un 135% durante el sprint en comparación con la marcha), es importante destacar que el estudio

mencionado correlacionó el pico individual de APT durante ambas actividades, resaltando así la relevancia de estos hallazgos en nuestro contexto.

En relación con los otros parámetros considerados, observamos que, según el análisis SPM, la rotación interna y externa de la pelvis se vuelve más pronunciada con la aparición de la fatiga. Aunque este parámetro ha sido poco estudiado hasta ahora, comienza a asociarse con ciertos riesgos de lesiones (Nicola & Jewison, 2012; Nurse et al., 2023; Yoo et al., 2021). Cabe destacar que el análisis de "cluster" muestra que, en cuanto a la rotación, algunos sujetos aumentaron su movimiento de rotación (19/28), mientras que otros no experimentaron cambios significativos cuando se instaló la fatiga (9/28).

Por último, en cuanto a la oblicuidad pélvica, el análisis SPM también reveló una pérdida de control en este plano. En relación con los parámetros de inclinación, el "pelvic drop" es el parámetro más vinculado al riesgo de lesiones (Bramah et al., 2018; Menéndez et al., 2020). El análisis de "cluster" de este último nos informa que 16 de los 28 sujetos presentaron un aumento del "pelvic drop" en condiciones de fatiga. Sin embargo, 6 de los 28 reportaron un "pelvic drop" más pronunciado que el resto de sujetos. Por otro lado, cabe señalar que 12 sujetos de los 28 no muestran cambios significativos en esta variable.

Esto nos demuestra una vez más que la respuesta ante la fatiga es individual y depende de numerosos factores intrínsecos y extrínsecos. Algunos sujetos pueden manifestar un cambio "pequeño", o un cambio en la misma dirección, pero más significativo. A su vez, algunos sujetos mostrarán respuestas opuestas o no exhibirán ninguna diferencia significativa. En cualquier caso, resulta relevante poder identificar cada uno de estos patrones de adaptación a la fatiga.

La cinemática, aunque individual, parece ser un factor de riesgo para las HSI debido a su potencial para generar un nivel significativo de "strain" en dicha musculatura (Bramah et al., 2023; Kalema et al., 2021; Wolski et al., 2021). Estos estudios son relativamente recientes en la lucha contra las HSI, pero se basan en los datos existentes sobre las lesiones del ligamento cruzado anterior. Además, los factores de riesgo identificados como posibles causantes de lesiones en los ligamentos de la rodilla pueden llevar a intervenciones para reducir dicho riesgo. En el caso de las HSI, una intervención ha demostrado reducir el nivel de "strain" teórico

generado por la cinemática del sprint (Mendiguchia et al., 2022). Sin embargo, considerando que las lesiones en los isquiotibiales ocurren durante acciones de sprint y en condiciones de fatiga, hemos intentado investigar si entrenar específicamente la capacidad de repetir sprints podría limitar la generación de "strain" teórico y mejorar el rendimiento, siendo estos últimos factores protección contra las lesiones en los isquiotibiales. Por lo tanto y tras intentar analizar el impacto agudo del RSE, nos centramos en las posibles adaptaciones crónicas que podría provocar un RST. Así, en los dos estudios siguientes de este escrito, nos enfocamos en la entrenabilidad del RSA. El tercer estudio presenta resultados alentadores no solo en términos de rendimiento en sprint, sino también en relación con la cinemática del sprint.

Como podemos observar, el RSA ha sido ampliamente estudiado en la literatura. Por ello, el estudio 3 no se limitó en analizar los tiempos de sprint, sino que también se centró en las adaptaciones cinemáticas después de un RST. A pesar del entrenamiento realizado, pocos estudios consideraron analizar las adaptaciones cinemáticas después de una intervención. De hecho, el primer estudio que examinó la técnica de carrera después de un entrenamiento es bastante reciente (Lahti, Mendiguchia, et al., 2020). En este estudio, los autores demostraron que, a nivel crónico, un entrenamiento con arrastres pesados no tenía ningún impacto en la cinemática del sprint. Por lo tanto, este primer estudio desmontó la creencia existente sobre el tema, que consistía en evitar el entrenamiento con arrastres que pesaran más del 10% del peso corporal, ya que se pensaba que deteriorarían la técnica de carrera. Por otro lado, otro estudio se enfocó directamente en el impacto que podría tener un entrenamiento basado en la optimización de la técnica de carrera en los parámetros cinemáticos del sprint (Mendiguchia et al., 2022). Este mismo estudio demostró que, con un entrenamiento adecuado, fue posible modificar y optimizar la técnica de carrera de los sujetos. Nuestro tercer estudio se asemeja más al de Lahti y colaboradores, ya que buscó evaluar cómo un RST podría afectar la técnica de carrera. Informamos resultados similares a los de Lahti et al., ya que no se observaron cambios significativos entre el pre y el post test en la condición sin fatiga (sprint 1 del RSE). En otras palabras, si la técnica de carrera no se entrena específicamente, es difícil cambiarla. Sin embargo, este punto debe matizarse al analizar la cinemática del sprint en condiciones de fatiga. En nuestro estudio, la mayoría de los sujetos redujeron su flexión del tronco y el patrón de "overstriding" en los últimos sprints del RSE al

comparar pre y post intervención. Estas adaptaciones podrían sugerir que los sujetos resistieron más al impacto de la fatiga después del RST y por lo tanto generaron un patrón de adaptaciones cinemático que implicó un menor nivel de "strain" teórico en los isquiotibiales.

Como se ha señalado previamente, los factores que generan tensión en los isquiotibiales han sido detalladamente descritos en estudios experimentales y de modelado. En el plano sagital, un aumento en la flexión del tronco implica una flexión relativa de la cadera, lo cual resulta en un mayor APT (Chumanov et al., 2007; Higashihara et al., 2015; Mendiguchia et al., 2024). Este incremento implica un nivel mayor de "strain" ejercido sobre los isquiotibiales. Cabe destacar que un aumento en el nivel de "strain" se asocia teóricamente con un aumento en el riesgo de lesiones (Bramah et al., 2023). Un segundo parámetro digno de consideración es el parámetro conocido como "overstriding", que se caracteriza por un aumento en la flexión de cadera y extensión de rodilla durante la fase de "touchdown" (Souza, 2016). El patrón de "overstriding" parece influir en los picos de frenado e impulso (Lieberman et al., 2015; Napier et al., 2019). El último aspecto a tener en cuenta se refiere al concepto de "back-side mechanics" o "kick-back". En este caso, una extensión pronunciada de cadera en la pierna contralateral parece tener un impacto significativo en la tensión generada en los isquiotibiales (Kalema et al., 2022). En conexión con lo anterior, cabe señalar que la longitud máxima del flexor de cadera coincide con los picos de APT y de longitud del bíceps femoral contralateral (Nagano et al., 2014; Riley et al., 2010; Thelen et al., 2006). Por ende, el mecanismo de "kick-back" parece ejercer influencia en la longitud de los isquiotibiales a través de la acción del iliopsoas en la pelvis (Chumanov et al., 2007). Además, el "kick-back score" se ha creado con el objetivo de medir el control lumbo-pélvico a lo largo del sprint, puesto que es un elemento clave en las lesiones de isquiotibiales (Kalema et al., 2022; Mendiguchia et al., 2012). Los parámetros mencionados previamente nos han permitido estimar el nivel de "strain" teórico generado en los isquiotibiales durante los tres primeros estudios de este escrito. Sin embargo, aunque los sujetos de nuestros tres primeros estudios reportaron todos los factores mencionados como posibles contribuyentes al "strain" en los isquiotibiales, no todos los participantes presentaron simultáneamente todos estos factores, lo cual resaltó la importancia del análisis individual para identificar con precisión los cambios específicos que experimenta cada jugador.

Aunque los puntos biomecánicos clave parecen estar consensuados, la fase del sprint que debe ser analizada sigue siendo objeto de debate. En efecto, existen divergencias en cuanto al momento de la fase del sprint con mayor riesgo de lesiones en los isquiotibiales. En el marco del estudio 1, optamos por analizar la fase de touchdown debido a su practicidad y facilidad de identificación. Varios autores han señalado esta fase como la más propensa a lesiones en los isquiotibiales debido al cambio en el tipo de contracción en este momento y a las fuerzas de reacciones externas generadas por el suelo (Higashihara et al., 2015; Mann & Sprague, 1980; Mann, 1981; Ono et al., 2015; Orchard, 2012). Sin embargo, otros estudios han demostrado que las lesiones en los isquiotibiales ocurren durante el "late-swing" o "terminal swing" debido al pico de fuerza interno generado en los isquiotibiales y a la elongación del músculo (Chumanov et al., 2011; Fiorentino et al., 2014; Heiderscheit et al., 2005; Higashihara et al., 2016; Schache et al., 2009, 2010, 2012; Thelen, Chumanov, Best, et al., 2005; Thelen, Chumanov, Hoerth, et al., 2005; Wan et al., 2017; Yu et al., 2008). Esta ambivalencia nos lleva a cuestionarnos acerca de la frontera entre estas dos fases, las cuales parecen tan cercanas en términos de tiempo (Kyröläinen et al., 2005). Este dilema nos conduce a un nuevo concepto que engloba ambas fases, denominado "Swing-Stance Transition" (Liu et al., 2017; Small et al., 2009; Sun et al., 2015), el cual fue considerado en el estudio 3.

Con el objetivo de profundizar nuestro conocimiento sobre el RSA y su entrenabilidad, el estudio 4 informó sobre las adaptaciones fisiológicas que puede provocar un RST. Se observó que, tras el RST, los sujetos redujeron sus niveles de lactato sanguíneo después un RSE en torno a un 20%. Estas adaptaciones podrían resultar de una mayor eliminación de lactato de la sangre y/o una reducción en la producción de lactato. La disminución en los niveles de lactato sanguíneo tras el RST puede indicar una mejora en la resistencia a la fatiga. Por lo tanto, un RST podría generar adaptaciones fisiológicas que regulen de manera más eficiente el pH sanguíneo y retrasen la acumulación de metabolitos (H^+ y P_i) en el medio celular. Esta acción se llevaría a cabo a través de los transportadores de monocarboxilato de tipo 1, que desempeñan un papel clave en el transporte de nutrientes celulares, el metabolismo celular y la regulación del pH (Felmlee et al., 2020). Además, los transportadores de monocarboxilato de tipo 1 están inversamente correlacionados con

la fatiga en el RSA, y cabe señalar que el número de estos puede aumentar con un RST (Mohr et al., 2007; Thomas et al., 2005). En el mismo estudio, es relevante destacar que el nivel de amonio medido en la sangre tras un RSE se redujo en un 20-30% después del RST. El amonio parece afectar la actividad neuromuscular del músculo a nivel periférico y podría incluso tener un impacto negativo en el sistema nervioso central (Banister et al., 1983; Yuan & Chan, 2004). Para confirmar estas adaptaciones a nivel fisiológico, nos basamos en la correlación que existe entre la pérdida de altura en el CMJ exhibida con los valores de lactato y amonio durante un RSA o un entrenamiento de sprint (Jimenez-Reyes et al., 2016; Morcillo et al., 2015; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011). En nuestro estudio, el porcentaje de mejora de la variable pérdida de altura en el CMJ siguió esta tendencia, rondando el 35%.

El lactato, el amonio y la pérdida de altura en el CMJ son marcadores de fatiga durante el ejercicio de alta intensidad. Observamos que el RST parece ser beneficioso, ya que las adaptaciones asociadas al entrenamiento podrían retrasar la aparición de la fatiga, tanto a nivel central como periférico. Reducir la acumulación de lactato (específicamente de metabolitos H⁺ y Pi) y la generación de amonio durante el ejercicio de alta intensidad contribuye a mantener la duración del rendimiento. Además, la maquinaria muscular y la contractibilidad de las fibras no se verán tan afectadas. Esto parece lógico ya que el lactato es un indicador de la presencia de metabolitos en el medio celular y el amonio de ATP en el músculo (Girard et al., 2011; Gorostiaga et al., 2014). Estas diversas adaptaciones podrían explicar en parte las diferentes modificaciones tanto a nivel de la cinemática como de los diversos factores de rendimiento medidos.

Sin embargo, este estudio no se limitó a medir solo variables fisiológicas, sino que también examinó los otros posibles efectos beneficiosos que un RST podría tener en diversos factores de rendimiento. Algunos autores han informado de mejoras significativas en el rendimiento aeróbico después de un RST, evaluadas mediante el test de Yo-Yo Intermittent Recovery Test (YYIRT). Independientemente del protocolo de RST implementado, se han observado cambios sustanciales en el YYIRT, oscilando entre el 6.5% y el 31% (Ferrari Bravo et al., 2008; Gatterer et al., 2014; Iaia et al., 2017; Ingebrigtsen et al., 2013; Mohr et al., 2007; Nedrehagen & Saeterbakken, 2015; Nyberg et al., 2016; Serpiello et al., 2011; Soares-Caldeira et al., 2014). Dos

meta-análisis han confirmado el impacto positivo en el rendimiento aeróbico, informando de una mejora moderada (Taylor et al., 2015; Thurlow et al., 2023). En nuestro estudio, los sujetos mejoraron su velocidad en el 30-15 Intermittent Fitness Test (IFT) alrededor de un 6%. Estas mejoras podrían explicarse por el hecho de que tanto el YYIRT como el 30-15 IFT requieren de una contribución significativa de la vía aeróbica (Kaufmann et al., 2020) y que el RST ayuda a mejorar la capacidad aeróbica máxima (VO_{2max}) (Fernandez-Fernandez et al., 2012; Gantois et al., 2019; Kaynak et al., 2017). Además, el RST parece tener un impacto positivo en el sprint largo, como evidencian estudios que informaron mejoras del 1-2% y del 5.7% en el rendimiento en 200 m después de un RST (Iaia et al., 2017; Saraslanidis et al., 2011). Este hallazgo se alinea con el estudio 4 de esta tesis, que reportó una disminución del tiempo entre el 4% y el 9% en los 200 m después de un RST.

El propósito de los estudios 3 y 4 en este proyecto de investigación fue analizar el impacto que un RST podría tener en el rendimiento durante un sprint y en las variables relativas al RSA. Ambos estudios revelaron mejoras significativas en el rendimiento, con resultados bastante similares. Específicamente, se observaron mejoras que respaldan una reducción en el tiempo necesario para completar distancias de 20 m, 30 m y la distancia de 20 a 30 m, variando entre el 2 y el 4%. Estas mejoras son coherentes con la literatura existente sobre el tema, donde la mayoría de los cambios en el rendimiento en sprint se encuentran en el rango del 2% al 6% (Buchheit et al., 2010; Chtara et al., 2017; Dawson et al., 1998; Iaia et al., 2017; Mohr et al., 2007; Negra et al., 2023; Rey et al., 2019, 2024; Sanchez-Sanchez et al., 2019; Soares-Caldeira et al., 2014). Durante los últimos sprints, el rendimiento tiende a disminuir, por lo que hay que elegir entre analizar el último sprint o el menos exitoso del RSE, siendo este último conocido como RSA_{worst} . Así, en condiciones de fatiga, nuestros estudios indican mejoras que oscilan entre el 2% y el 5.5% para el último sprint realizado (condición de fatiga). A su vez, el RSA_{total} no siempre es considerado en los estudios; no obstante, hemos registrado mejoras del 2 al 5% en nuestras investigaciones que incluyeron un RST. Se han reportado evoluciones similares (entre el 2% y el 4.5%) en estudios anteriores (Negra et al., 2023; Rey et al., 2019; Sanchez-Sanchez et al., 2019). Estas variables se abordan escasamente en la literatura, ya que los autores prefieren destacar el RSA_{mean} , RSA_{total} o incluso el RSA_{dec} . Sin embargo,

logramos identificar mejoras de aproximadamente el 4% en este parámetro (Soares-Caldeira et al., 2014).

Al analizar los datos presentes en la literatura, se observa una mejora en el RSA_{mean} entre el 1% y el 5% después de un RST (Beato et al., 2019; Buchheit et al., 2010; Chtara et al., 2017; Ferrari Bravo et al., 2008; Michailidis et al., 2022; Nedrehagen & Saeterbakken, 2015; Rey et al., 2019; Sanchez-Sanchez et al., 2019; Suarez-Arrones et al., 2014). En el estudio 3, este dato experimentó una mejora significativa de aproximadamente un 2%, mientras que en el Estudio 4, la mejora fue de alrededor del 5%. Además, dentro de la literatura, existe un debate sobre el uso y el cálculo de RSA_{dec} . En este sentido, y para dar un claro ejemplo imaginemos que un jugador mejore su primer sprint después de un RST, pero no mejora su último sprint. Entonces, el RSA_{dec} aumentará, reflejando una caída más importante del rendimiento (Girard et al., 2011). A pesar de ello, en el caso mencionado, el jugador logra mejorar su rendimiento. Para ilustrar esta complejidad, observamos que algunos estudios han informado de una mejora en esta variable (Iaia et al., 2017; Rey et al., 2019; Selmi et al., 2018; Suarez-Arrones et al., 2014), mientras que otros han observado una regresión en la misma variable (Sanchez-Sanchez et al., 2019; Soares-Caldeira et al., 2014). Sin embargo, y a pesar de algunos resultados contradictorios, la tendencia parece ser una mejora en RSA_{dec} (Thurlow et al., 2023). En el presente documento, se utilizó el método de cálculo recomendado en la literatura: $RSA_{dec}(\%) = \left(\frac{S1+S2+S3+\dots+S_{final}}{S_{best} * number\ of\ sprints} - 1 \right) * 100$ (Glaister et al., 2008). No obstante, observamos que en el estudio 3, esta variable no experimentó cambios significativos ($p=0.533$), mientras que sí ocurrió en el estudio 4, con una disminución significativa de RSA_{dec} .

Los cambios descritos en nuestras dos investigaciones que propusieron un RST parecen estar en concordancia con la literatura. Es evidente que estas mejoras se verán influenciadas por el nivel de la población estudiada. Así, resultará más complejo mejorar a un atleta de alto nivel en comparación con una persona activa. Aun así, es cierto que la introducción de este tipo de estímulos permite obtener mejoras en las medias del equipo investigado. No obstante, uno de los hilos conductores de esta tesis es bastante claro: centrarse en el análisis individual para comprender mejor a cada sujeto. Para lograrlo, hemos empleado diversas metodologías estadísticas, incluyendo el análisis de clúster, así como el SWC. Esto

nos permitió hacernos una idea clara de los tipos de respuestas individuales que provocan un RSE o un RST.

Tomemos primero el ejemplo de la media. Como se puede ver en la **Tabla 3**, esta nos proporciona la media del grupo, el porcentaje de cambio y el tamaño del efecto de la variable medida.

Tabla 3. Ejemplo de tabla con medias, porcentajes de cambio y tamaños del efecto.

	PRE	POST	Mean Δ (%)	Effect size (upper-lower 95% CI)	Descriptor	p-value
RSA _{best}	4.35 \pm 0.12	4.24 \pm 0.10	-2.63 \pm 1.97	-1.00 (-1.21;-0.79)	Large decrease	<0.001
RSA _{S7}	4.65 \pm 0.14	4.56 \pm 0.15	-2.03 \pm 1.98	-0.62 (-0.82;-0.42)	Moderate decrease	0.002
RSA _{mean}	4.55 \pm 0.14	4.44 \pm 0.11	-2.27 \pm 1.49	-0.87 (-1.08;-0.67)	Large decrease	<0.001
RSA _{tt}	31.8 \pm 0.97	31.1 \pm 0.79	-2.27 \pm 1.49	-0.79 (-1.00;-0.59)	Moderate increase	<0.001

La **Tabla 3** podría completarse al calcular las "chances" de que el resultado ocurra, indicando el grado de probabilidad de éxito de la intervención. Estas probabilidades se expresan en porcentajes, tal como se detalla en la **Tabla 4**.

Tabla 4. Ejemplo de tabla con medias, porcentajes de cambio, tamaños del efecto y probabilidades.

	Pre	Post	% change	p	Effect Size (Lower;Upper 95% CI)	Descriptor	% chances of beneficial/negligible/harmful effect	Qualitative inference
30-15 IFT	18.1 \pm 1.61	19.0 \pm 1.48	5.11 \pm 2.82	<0.001	0.58 (0.30;0.87)	Moderate increase	99/1/0	Very likely
200-m sprint (s)	33.8 \pm 1.54	32.5 \pm 1.57	-3.82 \pm 1.38	<0.001	-0.84 (-1.13;-0.55)	Large decrease	100/0/0	Most likely
30-m sprint (s)	4.88 \pm 0.19	4.81 \pm 0.20	-1.54 \pm 2.22	0.081	-0.39 (-0.67;-0.11)	Small decrease	82/17/1	Likely
30-m sprint fatigue (s)	5.51 \pm 0.53	5.23 \pm 0.38	-4.83 \pm 5.67	0.06	-0.61 (-0.89;-0.32)	Moderate decrease	89/10/1	Likely
RSA _{dec} (%)	10.2 \pm 5.84	6.14 \pm 2.59	-24.8 \pm 48.7	0.037	-0.90 (-1.19;-0.61)	Large decrease	94/5/1	Likely
RSA _{mean} (s)	5.38 \pm 0.42	5.10 \pm 0.25	-5.02 \pm 3.69	<0.001	-0.81 (-1.10;-0.52)	Large decrease	100/0/0	Most likely

En este caso concreto, se observa que el protocolo propuesto "muy probablemente" tiene un efecto en el rendimiento de 200 m, mientras que el efecto solo es "probable" en el rendimiento de 30 m. La **tabla 4** nos proporciona más información, pero no podemos estar seguro de que un jugador en concreto haya mejorado su rendimiento.

Por lo tanto, con el fin de analizar la respuesta individual de cada sujeto, implementamos diversos métodos estadísticos. En primer lugar, intentamos llevar a cabo una clasificación por grupos (tipo “clúster”) durante las dos primeras investigaciones. Este enfoque nos permitió identificar a los jugadores que mostraban respuestas similares a un protocolo específico. De esta manera, es posible imaginar que los grupos identificados mediante el análisis de clúster pudieran convertirse en grupos de trabajo durante el entrenamiento (ver **Figura 12**).

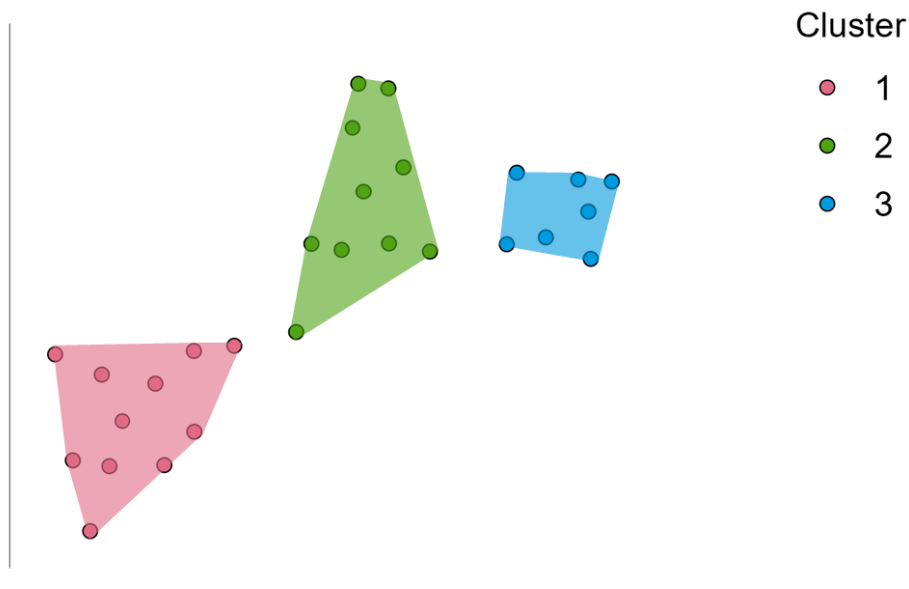


Figura 12. Ejemplo de una clasificación de tipo “cluster”. Cada color representa un “cluster”, el rosa es el cluster uno, el verde representa el cluster numero dos y el color azul se refiere al cluster tres. Cada punto representa a un sujeto.

Cada clúster presenta características comunes y, por ende, es significativamente diferente de los demás. Por lo tanto, es posible dividir un equipo según el número de grupos de "cluster" y ajustar el trabajo para cada grupo con el objetivo de desarrollar ciertas variables de rendimiento o llevar a cabo la prevención de lesiones. Este enfoque se asemeja al análisis de los perfiles F/V y la individualización del entrenamiento en base a ellos (Jiménez-Reyes et al., 2016). En este estudio, los sujetos se dividieron en cinco grupos de entrenamientos según sus características individuales: sujetos con alto déficit de fuerza, bajo déficit de fuerza, perfil equilibrado, bajo déficit de velocidad y alto déficit de velocidad. Esta caracterización basándose en el perfil F/V permitió adaptar el entrenamiento según las necesidades de cada uno de

los deportistas, lo cual resultó en una mayor efectividad en los resultados presentados por los autores.

Una segunda opción que consideramos fue la integración del SWC como medio para identificar si la respuesta presentada puede empezar a considerarse significativa o no. El SWC se llevó a cabo para cada jugador de la plantilla y, por tanto, pudo tenerse en cuenta para analizar los cambios individuales. Existen otras metodologías estadísticas muy similares para determinar si una respuesta individual es significativa o no. Lo que cambiará principalmente es el método de cálculo y el umbral de significancia, pero la idea es la misma: determinar si nuestro jugador ha experimentado un cambio individual que pueda considerarse significativo (ver **Tabla 5**).

Tabla 5. Cálculo del Smallest Worthwhile Change (SWC) y su representación.

Jugador	Sprint PRE	PRE - SWC	PRE + SWC	Sprint POST	Training Response SWC
1	4,36	4,36	4,36	4,40	+
2	4,38	4,38	4,38	4,19	-
3	4,32	4,32	4,32	4,12	-
4	4,26	4,26	4,26	4,14	-
5	4,42	4,42	4,42	4,36	-
6	4,56	4,56	4,56	4,30	-
7	4,48	4,48	4,48	4,41	-
8	4,24	4,24	4,24	4,15	-
9	4,31	4,31	4,31	4,14	-
10	4,56	4,56	4,56	4,35	-
11	4,20	4,20	4,20	4,20	No change
12	4,17	4,17	4,17	4,15	No change
13	4,29	4,29	4,29	4,18	-
14	4,38	4,38	4,38	4,22	-
SD	0,12				
SWC	0,024				
Avrg	4,35				

Para poder obtener una zona de cambios no significativa, una segunda significativamente positiva y finalmente una última significativamente negativa, se le suma y resta el SWC al resultado obtenido durante el test. De este modo, se puede interpretar las respuestas de cada uno de los sujetos. Una manera efectiva de representar estos cambios es mediante el uso de gráficos conocidos como "raincloud plots". Estos gráficos permiten una identificación clara de cada jugador de manera visual (ver **Figura 13.A**). Además, si el seguimiento se extiende a un periodo más largo, también es posible integrarlo en la representación gráfica (ver **Figura 13.B**).

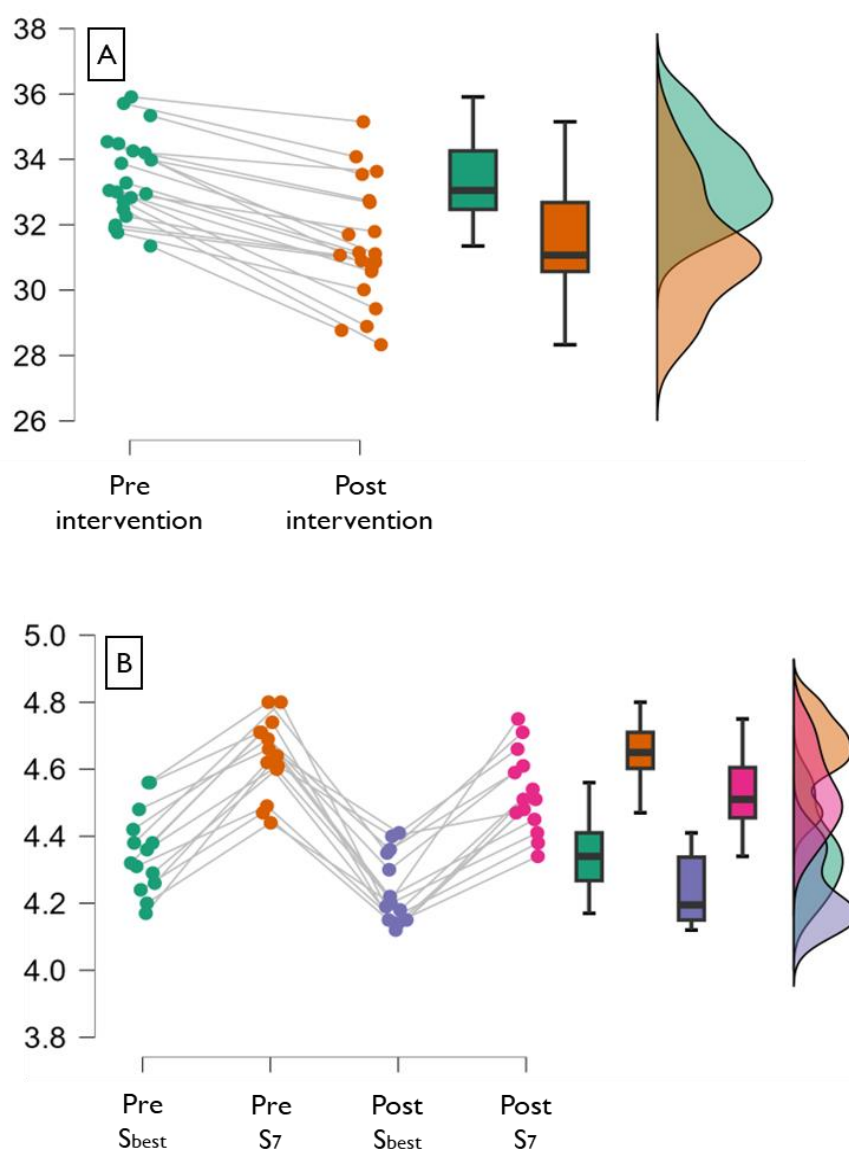


Figura 13. Representación gráfica por boxplot. Cada uno de los puntos representa a un sujeto. La figura A se refiere a una variable del rendimiento antes y después de un RST. La figura B presenta el impacto de un RSE sobre el rendimiento en sprint antes y después de un RST.

La planificación de un RST se presenta como un proceso complejo y multifactorial, sin embargo, es crucial abordar algunos aspectos claves. En primer lugar, resulta esencial analizar el calendario de los sujetos. En el caso de los individuos deportivos que no compiten, la planificación de varias sesiones por semana puede ser manejable. Sin embargo, en caso de que haya colaboración con un club, programar más de una o dos sesiones por semana puede resultar algo complejo (ver **Figura 14**). Además, los equipos de fútbol de alto nivel aún muestran cautela al realizar un RSE sin vincularlo con la parte específica del fútbol, ya que la condición física no es el único factor determinante en el rendimiento. De hecho, los componentes físicos deben complementarse con los aspectos técnicos y tácticos, y esto requiere tiempo.

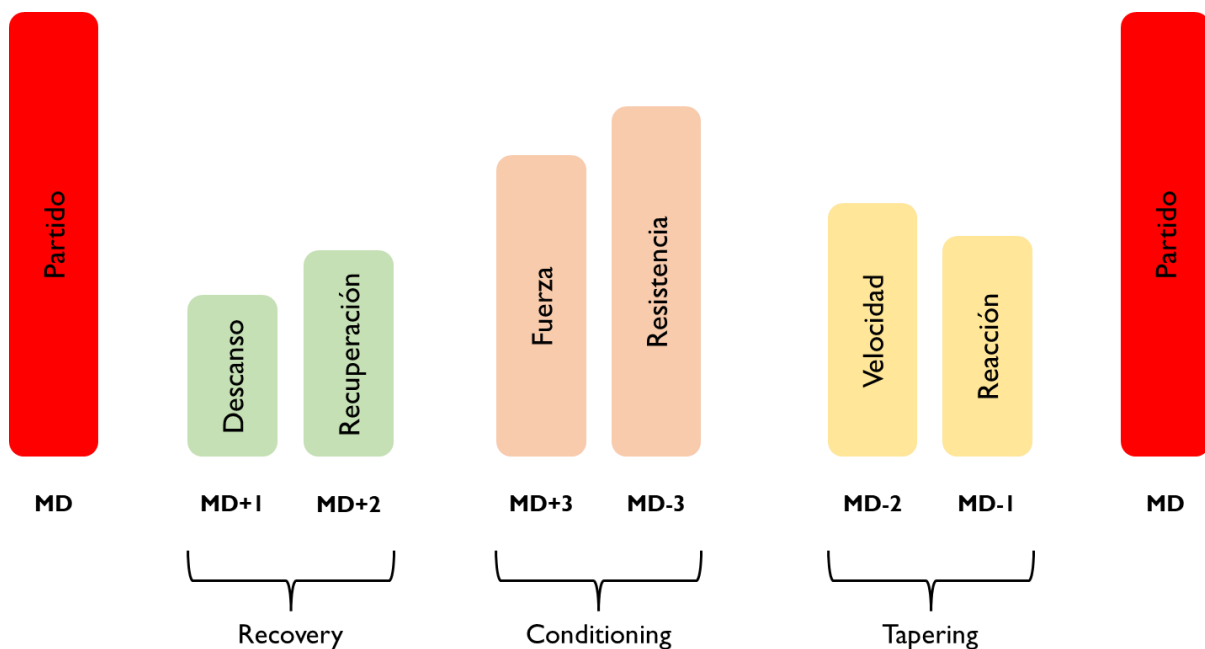


Figura 14. Organización del microciclo en fútbol.

Se ha observado que una sesión semanal puede ser suficiente para generar mejoras en diversas variables de rendimiento (Buchheit et al., 2010; Nedrehagen & Saeterbakken, 2015; Rey et al., 2019) o, al menos, para mantenerlas (Beato et al., 2022). Con el objetivo de integrarse de manera eficaz en la planificación de un microciclo en el fútbol, a lo largo de los estudios 3 y 4 de esta tesis se llevó a cabo una sesión por semana. En la mayoría de los casos, la sesión de entrenamiento que incluía el RST se llevaba a cabo en MD+3 o MD-3, es decir, al menos 3 días después del partido o al menos 3 días antes del próximo. Estos dos días representan los dos días de carga entre dos partidos, conocidos como días de adquisición.

Por lo tanto, implementamos un protocolo de entrenamiento que incluía una sesión por semana. No obstante, surgió la cuestión de la duración de la intervención. Algunos estudios han informado de cambios significativos en tan solo 2 semanas de entrenamiento (Beato et al., 2019; Gatterer et al., 2015; Taylor et al., 2016). En general, la duración de las intervenciones en RST varía entre 4 y 12 semanas (Buchheit et al., 2010; Michailidis et al., 2022; Rey et al., 2019; Soares-Caldeira et al., 2014). Las últimas recomendaciones parecen favorecer los protocolos de intervención de 6 semanas, ya que la mayoría de las adaptaciones se producirían en esa ventana de tiempo antes de alcanzar una meseta (Sloth et al., 2013). En nuestro estudio 3, la duración fue de 8 semanas, mientras que nuestro último estudio tuvo una duración de 6 semanas. En nuestro caso, la decisión de no detenernos antes se fundamentó en que nuestro volumen semanal era bastante bajo.

Así pues, otro aspecto clave a considerar al planificar un RST es el volumen de sprints en metros. A lo largo de nuestros estudios, respaldamos la idea de que un bajo volumen de entrenamiento puede generar cambios positivos, incluso si los jugadores medidos ya tienen un cierto nivel de entrenamiento. Las obligaciones impuestas por el fútbol semi-profesional o profesional dificultan la realización de 3 sesiones de RST en un solo microciclo, que generalmente tiene una duración de una semana. Por lo tanto, programar una sesión de RST 24 o 48 horas antes de un partido se vuelve poco realista si un equipo tiene 1-2 partidos durante la semana. Sin embargo, varios estudios han analizado el impacto que podría tener un entrenamiento de fuerza o RSA realizado por la mañana en diferentes factores de rendimiento medidos por la tarde. Estos estudios generalmente incluyeron ejercicios de fuerza, como press de banca o sentadillas, o bien un RSE. Aquellos que incorporaron un RSE 5-6 horas antes de una segunda prueba experimentaron mejoras en su rendimiento en sprints, en la potencia de sus miembros inferiores y mantuvieron intacta su capacidad para repetir sprints (Cook et al., 2014; Russell et al., 2016). Algunos deportes suelen llevar a cabo sesiones similares antes de competir, conocidas como “blow out” (Schuster et al., 2018) o calentamientos denominados “Post Activation Performance Enhancement” (Cuenca-Fernández et al., 2017). No obstante, esta práctica aún no es común en el fútbol.

Tanto el estudio 3 como el estudio 4 implementaron protocolos con una sesión por semana y una duración respectiva de 6 y 8 semanas. Esto resultó en un volumen

total de entrenamiento de 2430 y 1080 m para cada uno de los dos estudios. En comparación con los estudios mencionados anteriormente, los nuestros se encuentran en el rango bajo en términos de volumen total. Generalmente, este rango oscila entre 2400 y 2800 m para los estudios que no optan por un gran volumen (Buchheit et al., 2010; Chtara et al., 2017; Iaia et al., 2017; Rey et al., 2019; Sanchez-Sanchez et al., 2019) y puede llegar hasta casi 30000 m para los estudios que favorecen un volumen importante de entrenamiento (Dawson et al., 1998; Ferrari Bravo et al., 2008). A nivel semanal, el estudio 3 supuso un poco más de 300 m semanales y el cuarto 180 m/semana. Para comparación, los estudios citados anteriormente realizan entre 300 y 3000 m por semana. Sin embargo, los volúmenes más altos suelen llevarse a cabo con estudiantes de ciencias del deporte o personas activas, pero no en colaboración con un club debido a las restricciones mencionadas anteriormente (cf. volúmenes poco realistas para un club). Se considera un volumen de entrenamiento bajo a aquel que se sitúa por debajo de 800 metros por semana (Thurlow et al., 2023). Por lo tanto, cabe señalar que nuestros estudios resultan efectivos, requieren poco tiempo y representan una carga de entrenamiento baja.

De manera interesante, los estudios que incorporaron un mayor volumen de entrenamiento no necesariamente informaron de mejoras más significativas en el rendimiento. Además, las recomendaciones actuales sugieren utilizar 2 bloques de 4 a 6 repeticiones para ser lo más eficaces posibles (Thurlow et al., 2023). Esto plantea preguntas sobre la estrategia de entrenamiento al implementar un RST y la búsqueda de la dosis óptima (Morin, Dupuy, et al., 2011). Parece relevante adoptar un enfoque de "menos es más", centrándose en un entrenamiento de alta intensidad que, al reducir el volumen, genera menos fatiga. Esto sugiere la importancia de replantear la forma en que abordamos el entrenamiento al implementar un RST.

Para optimizar al máximo el RST, es crucial considerar la relación entre ejercicio y descanso (E:R). En este contexto, el estudio 3 propuso un RST, que abarcaba una variación en la ratio E:R entre 1:5 y 1:6. Sin embargo, el estudio 4 se centró específicamente en evaluar la eficacia de dos protocolos de entrenamiento, por un lado, una ratio de 1:3 (grupo que descansaba 15 segundos, RST15) y por otro, una de 1:6 (grupo que descansaba 30 segundos, RST30).

En nuestro estudio, ambos grupos mejoraron en la misma proporción su rendimiento durante el 30-15 IFT (RST15: 5.11% \pm 2.82 y RST30: 6.10% \pm 2.88). Es

cierto que en la literatura se reportaron mejoras que oscilan entre el 11 y el 28% para los RST que implican una E:R de entre 1:2 y 1:3 (Ferrari Bravo et al., 2008; Gatterer et al., 2014; Iaia et al., 2017; Nyberg et al., 2016). En comparación estudios describieron mejoras entre el 6 y el 10% para las ratios de 1:5 a 1:10 (Iaia et al., 2017; Mohr et al., 2007; Serpiello et al., 2011). Sin embargo, los estudios citados utilizan el YYIRT, mientras que nuestro estudio se centró en el 30-15 IFT.

En cuanto al rendimiento en el sprint de 30 m, solo el grupo RST30 mostró una mejora significativa después del RST. Estos resultados parecen respaldar la idea de que proporcionar más tiempo de recuperación permite una mayor resíntesis de Pcr. Aunque esto pueda parecer lógico, al permitir menos tiempo de recuperación, la fatiga será más pronunciada y el rendimiento será menor (Girard et al., 2011; Rogers et al., 2024; Thurlow et al., 2023). Estudios que llevaron a cabo un RST con una ratio por debajo de 1:5 lo confirman, ya que no reportaron mejoras en el sprint corto (Fernandez-Fernandez et al., 2012; Iaia et al., 2017). Los estudios que han analizado el rendimiento en sprint tras un RST parecen coincidir en que es preferible dejar un tiempo de recuperación bastante consecuente (aproximadamente 30 segundos, con una ratio E:R entre 1:5 y 1:8) (Galvin et al., 2013; Iaia et al., 2017; Nebil et al., 2014; Taylor & Jakeman, 2022). Así, generar fatiga mientras se controla o limita podría inducir adaptaciones más significativas que si se acumula una fatiga más importante.

El resultado respecto a los 200 m es similar, ya que se encontró que el grupo RST30 mostró una mejora significativamente mayor que el grupo RST15 en los 200 metros ($p < 0.001$). Estos hallazgos contradicen los resultados de Iaia et al., (2017), quienes reportaron una mejora más pronunciada en los 200 m para el grupo que entrenaba con una ratio de 1:3. Cabe señalar que un estudio ha indicado que el nivel de lactato sanguíneo está positivamente correlacionado con la velocidad media mantenida en los últimos 165 m durante un sprint de 200 m (Hautier et al., 1994). Sin embargo, el nivel de lactato se mejoró significativamente en ambos grupos, pero solo el grupo RST30 mejoró de manera más significativa su rendimiento en 30 m. Por lo tanto, el grupo RST30 mejoró su rendimiento en 200 m de forma más significativa que el grupo RST15, marcando la diferencia al inicio del sprint.

En relación con otros parámetros, ambos grupos informaron de cambios significativos ($p < 0.05$) en el tiempo medio para realizar el RSA, así como en el RSA_{dec} (%), el porcentaje de pérdida de salto durante un CMJ y el RPE. Además, no se han

reportado interacciones en el ANOVA tiempo*grupo, significando que los dos protocolos tuvieron un efecto similar sobre los sujetos. A nivel fisiológico, ambos grupos redujeron sus niveles de lactato y amonio después del RSE. Sin embargo, el RST30 presentó mayor tamaño del efecto para el amonio, pero sin llegar a superar el umbral de significatividad.

Resumiendo, los resultados de las E:R, el grupo con una ratio de descanso de 1:6 presentó mayores cambios y tamaños del efecto en su rendimiento en los 30 y 200 m y en el nivel de amonio en comparación con el grupo 1:3. Sin embargo, el grupo RST15 mejoró también algunas variables claves de rendimiento.

4.2. Aplicaciones prácticas

Esta tesis doctoral destaca la importancia de evaluar y entrenar el RSA. Analizar los resultados de un protocolo de RSA permite identificar a los sujetos más sensibles a la fatiga. En primer lugar, midiendo la pérdida de rendimiento inducida por el RSE. Luego, analizando la cinemática de carrera de cada jugador. Esta información permitirá a los cuerpos técnicos planificar los entrenamientos en RST, así como las sesiones profilácticas para la prevención de lesiones.

Además, es esencial analizar las respuestas individuales generadas a lo largo de los RSE y RST para planificar el entrenamiento de manera más efectiva. El RST emerge como un método eficaz para mejorar el rendimiento en el sprint, las variables relacionadas con el RSA, las variables fisiológicas y otros factores del rendimiento. Además, el RST presenta resultados prometedores al incorporar una metodología de entrenamiento con un bajo volumen de trabajo, que también se revela eficiente en términos de tiempo. El objetivo es que esta metodología pueda integrarse perfectamente en un microciclo de un equipo de fútbol.

4.3. Limitaciones

Tras analizar los resultados presentados, una serie de limitaciones surgen de nuestros estudios y se deberían tomar en cuenta para mejorar las siguientes investigaciones.

Al analizar los resultados presentados, es necesario tener en cuenta algunas limitaciones. Empecemos con la técnica de análisis cinemático utilizada en los estudios uno y tres, que se trata de un análisis en 2D. El problema inherente a este tipo de análisis 2D es que no puede medir con precisión la orientación de la pelvis, a pesar de que esta última parece desempeñar un papel clave en el nivel de "strain" generado en los isquiotibiales. No obstante, es importante señalar que se ha demostrado una correlación significativa entre la orientación del tronco y la de la pelvis (Higashihara et al., 2015). Además, el análisis cinemático 2D ha demostrado ser fiable y reproducible para medir la angulación de diferentes articulaciones (Dingenen et al., 2018; Esculier et al., 2018; Leporace et al., 2023; Martinez et al., 2022; Pipkin et al., 2016; Vergeer et al., 2023).

También es cierto que los estudios que conforman esta tesis doctoral se llevaron a cabo en condiciones ecológicas. Aunque las herramientas de campo utilizadas para las diversas mediciones fueron validadas previamente, es posible que no representen el "gold standard" que se puede encontrar en el laboratorio.

Además, el número de sujetos en cada estudio varía entre 14 y 51, lo cual sigue siendo un número limitado al extrapolar los resultados a otras poblaciones. Sin embargo, es importante señalar que el número de sujetos en nuestros estudios es similar al número de sujetos incluidos en estudios anteriores (Iaia et al., 2017; Mendiguchia et al., 2021; Pinniger et al., 2000; Rey et al., 2019; Small et al., 2009).

Otra limitación a tener en cuenta se refiere a los estudios que incluyen intervenciones (estudios 3 y 4). Estos estudios no incluyeron un grupo de control, lo que dificulta la interpretación de los resultados obtenidos. Sin embargo, es importante destacar que acceder a una muestra dentro del fútbol profesional y/o semiprofesional resulta bastante complicado, razón por la cual no se incluyó ningún grupo de control en el análisis de los resultados. Además, a pesar de que se hizo hincapié en los análisis individuales en este escrito, los diferentes protocolos propuestos no fueron individualizados. También es cierto que habría sido útil poder medir en diferentes momentos de la intervención para conocer con exactitud la dinámica de las diferentes adaptaciones. Sin embargo, una jornada de pruebas requiere más tiempo que una simple sesión de entrenamiento en la que puedan participar todos los jugadores al mismo tiempo. Siguiendo el concepto anterior, hubiera sido aconsejable seguir probando a los jugadores para saber cuánto tiempo las adaptaciones beneficiaban a

los jugadores. Sin embargo, esta solicitud fue rechazada debido a que las dos intervenciones se llevaron a cabo en el último cuarto de la temporada y la acumulación de partidos, así como la carga de entrenamiento, no son desdeñables.

4.4. Futuras líneas

Dado que se trata de una tesis por capítulos, las futuras líneas de investigación se orientan en diversas direcciones. A continuación, se detallan los estudios que deberían llevarse a cabo para complementar los resultados para cada uno de los artículos de esta tesis doctoral.

Artículo 1: además de clasificar los sujetos por grupos identificados por el análisis de "cluster" durante la condición de fatiga, sería beneficioso considerar la cinemática de la carrera sin fatiga como punto de partida para cada sujeto. Los artículos publicados en la literatura a menudo se centran en las adaptaciones inducidas por la fatiga, pero no abordan la cuestión de la cinemática inicial de los sujetos. Para ilustrar con un ejemplo específico, ¿un jugador con un patrón de carrera que ya genera un "strain" importante en los isquiotibiales sin fatiga verá empeorar esta situación bajo condiciones de fatiga, o intentará compensar reduciendo la tensión en los isquiotibiales? Por otro lado, ¿un sujeto con una cinemática que implica poco "strain" en los isquiotibiales sin fatiga experimentará un aumento de dicha tensión con la aparición de la fatiga? Por lo tanto, caracterizar a los sujetos mediante un análisis de "cluster" antes de que la fatiga juegue un papel parece ser un complemento esencial para futuras investigaciones.

Artículo 2: en esta investigación se examinó el movimiento tridimensional de la pelvis durante una prueba de marcha. No obstante, las futuras investigaciones deberían aprovechar los avances tecnológicos para medir la cinemática de la pelvis durante acciones de sprint. El desarrollo de técnicas como el "deep learning" permitirá, en un futuro cercano, una mejor comprensión de los mecanismos estudiados en el presente trabajo. Los avances mencionados aquí facilitarán la obtención de mediciones en condiciones ecológicas, es decir, durante esfuerzos de sprint.

Artículo 3: observamos que las adaptaciones cinemáticas medidas en condiciones de fatiga eran específicas para cada individuo. Por lo tanto, sería posible diseñar un estudio en el cual el entrenamiento también sea individualizado según la

respuesta registrada durante el primer RSE. Además de la dosis de RST, también sería factible incluir un trabajo individual enfocado en la optimización de la cinemática de la carrera, como se propuso recientemente (Mendiguchia et al., 2022).

Artículo 4: seguir explorando los diferentes medios para inducir adaptaciones durante un RST. Se necesitarían estudios adicionales que incluyan diferentes E:R, jugando con el número de repeticiones, el número de bloques o el número de sesiones propuestas.

Desde un punto de vista general, sería recomendable implementar un seguimiento de las variables cinemáticas y las variables relacionadas con el rendimiento (RSA, sprint). Es esencial que este análisis se lleve a cabo de forma individualizada, con el fin de responder de manera óptima a las necesidades de cada jugador. Un estudio prospectivo de este tipo permitiría continuar mejorando la doble perspectiva rendimiento-prevención.

Conclusiones

5. Conclusiones

Las conclusiones generales de esta tesis doctoral indican que la fatiga tiene un impacto significativo en el rendimiento y la cinemática de la carrera a nivel agudo. En situaciones de fatiga, el rendimiento en sprint se reduce de manera casi sistemática. Las adaptaciones cinemáticas son más individuales y dependen de patrones de adaptación individuales. Sin embargo, esta "resistencia" a la fatiga puede ser entrenada mediante un RST. Este tipo de entrenamiento parece inducir mejoras en varios factores de rendimiento, así como cambios en la cinemática, todo ello a través de adaptaciones fisiológicas.

Asimismo, los resultados del estudio 1 demuestran que el RSE provocó una disminución en el rendimiento en el sprint, en comparación con los sprints realizados antes de completar el protocolo de fatiga. Esta disminución se refleja en las propiedades mecánicas del sprint, donde se observó claramente una reducción en la velocidad máxima teórica, asociada a una disminución en la potencia máxima desarrollada, lo cual confirma la primera hipótesis. La segunda hipótesis formulada en este estudio también se confirma, puesto que algunos sujetos respondieron al RSE adoptando un patrón de movimiento que favorece el "strain" en los isquiotibiales mientras que otros redujeron dicho nivel de "strain". Además, el análisis tipo "cluster" permitió identificar tres patrones de movimiento diferentes. El primero se refiere a sujetos que responden al RSE aumentando el nivel de "strain" en los isquiotibiales. Estos sujetos mostraron un aumento en la flexión del tronco, lo que potencialmente implica un aumento del APT, así como un incremento en la flexión de la cadera combinado con una mayor extensión de la rodilla de la pierna ipsilateral (lo que se conoce como "overstriding"). También se observó un aumento en la extensión de la cadera en la pierna contralateral. El segundo patrón cinemático identificado se refiere a sujetos que presentaron adaptaciones mixtas. En otras palabras, algunos jugadores pueden mostrar una técnica de sprint que tiende hacia el "overstriding", pero al mismo tiempo tienden a reducir la flexión del tronco. Estos sujetos compensan la adaptación en una articulación reaccionando de manera opuesta en otra. El último patrón que debemos analizar se considera protector en relación a la generación de "strain" en los isquiotibiales. En este caso, los sujetos identificados mostraron, en condiciones de fatiga, una reducción en la flexión del tronco, una reducción en el "overstriding" y,

finalmente, una reducción en la extensión de la cadera en la pierna contralateral. Parece evidente que las adaptaciones bajo condiciones de fatiga son individuales, y cada persona se adapta de manera diferente al mismo protocolo. No obstante, se observan respuestas similares que parecen conducir a una clasificación coherente en grupos.

Los resultados derivados del estudio 2, sugieren que, según la primera hipótesis formulada, se puede confirmar que la fatiga tuvo un impacto significativo en los parámetros de la pelvis durante la prueba de marcha proporcionada. La segunda hipótesis también se confirma, ya que se observó una pérdida de control lumbo-pélvico durante la prueba de marcha en condiciones de fatiga. Después de realizar el RSE, se observó un aumento en el rango de movimiento de la pelvis, así como en el pico de anteversión, inclinación lateral y rotación. Estos hallazgos indican una dificultad para limitar ciertos movimientos, lo que sugiere una alteración en el control lumbo-pélvico tras la fatiga. Respecto a la última hipótesis mencionada, no se valida por completo debido a que el análisis SPM no identificó cambios significativos en el nivel de APT. Por otro lado, la variable conocida como "pelvic drop" mostró un cambio significativo, como lo identificó el análisis SPM y, además, su pico también aumentó en condiciones de fatiga. Por último, el análisis SPM identificó cambios significativos en la rotación pélvica después de realizar el RSE y esta variable también mostró cambios significativos en su pico alcanzado. Trasladando estos resultados al sprint, se puede anticipar que se produzcan cambios similares durante dicha actividad, aunque es posible que sean más pronunciados y, por ende, podrían permitir detectar un aumento significativo en el APT en condiciones de fatiga.

Basándonos en los resultados del estudio 3, podemos ver que la primera hipótesis planteada en este estudio se confirma, ya que se observó una mejora significativa en el rendimiento en el sprint de 20, 30 y 20-30 m. Además, se mejoraron variables específicas al RSA como el RSA_{mean} y el RSA_{tt} . El pretest reveló un aumento significativo en la flexión del tronco, el mecanismo de "overstriding", la extensión de la cadera contralateral y el "kick-back score". A nivel individual, 12 de los 14 sujetos aumentaron su flexión del tronco, 9 de 14 experimentaron "overstriding" y 10 de 14 mostraron un aumento en la extensión de la cadera contralateral. Estos hallazgos confirman la segunda hipótesis planteada. La siguiente hipótesis aborda los cambios cinemáticos en condiciones de fatiga después de la intervención. Tras el RSE, se

observó que la mayoría de los sujetos ya no mostraban un aumento en la flexión del tronco en condiciones de fatiga (10/14). Lo mismo ocurrió con el patrón de "overstriding", ya que solo 4 de los 14 sujetos mostraron un aumento en la flexión de la cadera después del RSE y, simultáneamente, un aumento en la extensión de la rodilla. Cabe destacar que los demás sujetos obtuvieron resultados mixtos, pero no presentaron "overstriding". En cuanto a la cadera de la pierna contralateral, solo una pequeña parte no mostró un aumento en la extensión de la cadera (5/14). Sin embargo, tanto el "kick-back score" como la extensión de la cadera contralateral presentaron un aumento significativo. Por lo tanto, se rechaza parcialmente la tercera hipótesis. La última hipótesis se centra en la cinemática fuera de las condiciones de fatiga. Para ser más específicos, se compararon el PRE-RSA_{best} (mejor sprint durante el pre test) con el POST-RSA_{best} (mejor sprint durante el post test) y no se observaron cambios significativos en la cinemática del sprint entre estos dos momentos, lo cual confirma la hipótesis formulada previamente. Este estudio demuestra que un RST mejora el rendimiento en el sprint, reduce la aparición de "strain" en los isquiotibiales, especialmente en condiciones de fatiga, y no tiene un impacto perjudicial en la cinemática del sprint antes de la aparición de la fatiga.

Finalmente, el estudio 4 demostró que el RST proporcionó resultados significativos en todas las variables consideradas, excepto para el grupo RST15 que no mejoró significativamente su rendimiento en los 30 metros. Por lo tanto, la primera hipótesis se rechaza parcialmente. En relación con la fatiga neuromuscular, medida a través de la pérdida de salto en un CMJ, los sujetos de ambos grupos experimentaron una pérdida de rendimiento mucho menor después del RST. En otras palabras, la fatiga neuromuscular fue menos pronunciada después del período de intervención en el mismo test, lo cual confirma la segunda hipótesis. La tercera hipótesis confirma que las mejoras mencionadas están acompañadas de adaptaciones fisiológicas en ambos grupos después del RST. Concretamente, ambos grupos redujeron sus niveles de lactato sanguíneo y amoníaco después de un RSE. La cuarta hipótesis formulada para este estudio también se confirma, ya que la percepción del esfuerzo disminuyó en ambos grupos. Por lo tanto, para un mismo protocolo de fatiga, los sujetos encontraron la tarea más "fácil" y experimentaron potencialmente menos fatiga. Finalmente, la última hipótesis se puede confirmar puesto que el grupo RST30 mostró mejoras significativamente más altas que RST15 en el 200 m. Además, RST30 destacó

tamaños del efecto más notables que el grupo RST15 para las siguientes variables: 200 m, 30 m (sin fatiga) y nivel de amonio sanguíneo. Este estudio demostró que las mejoras observadas en los indicadores del rendimiento físico están respaldadas por cambios fisiológicos.

La revisión de las cuatro investigaciones presentadas en este escrito revela que un RSE a nivel agudo puede tener efectos tanto negativos en el rendimiento como en la cinemática del sprint. Es fundamental tener en cuenta que cada sujeto, responderá de manera diferente a un protocolo o entrenamiento propuesto. Por lo tanto, resulta esencial orientar el análisis hacia una perspectiva más individualizada. Además, a un nivel más crónico, la implementación de un RST tiene efectos beneficiosos en variables de rendimiento como el sprint, el RSA o el 30-15 IFT. A su vez, puede limitar que la cinemática de carrera se degrade en condiciones de fatiga y que genere "strain" en los isquiotibiales. En última instancia, este tipo de entrenamiento parece promover adaptaciones que reducen la fatiga neuromuscular y la fatiga percibida, que a su vez mejoran variables fisiológicas como el lactato o bien el amonio.

6. Referencias

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Trolle, M., Bangsbo, J., & Klausen, K. (1995). Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: Influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiologica Scandinavica*, *154*(4), 421–427. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1995.tb09927.x>
- Abourezk, M. N., Ithurburn, M. P., McNally, M. P., Thoma, L. M., Briggs, M. S., Hewett, T. E., Spindler, K. P., Kaeding, C. C., & Schmitt, L. C. (2017). Hamstring Strength Asymmetry at 3 Years After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Alters Knee Mechanics During Gait and Jogging. *The American Journal of Sports Medicine*, *45*(1), 97–105. <https://doi.org/10.1177/0363546516664705>
- Afonso, J., Rocha-Rodrigues, S., Clemente, F. M., Aquino, M., Nikolaidis, P. T., Sarmiento, H., Fílter, A., Olivares-Jabalera, J., & Ramirez-Campillo, R. (2021). The Hamstrings: Anatomic and Physiologic Variations and Their Potential Relationships With Injury Risk. *Frontiers in Physiology*, *12*, 694604. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.694604>
- Aiello, F., Di Claudio, C., Fanchini, M., Impellizzeri, F. M., McCall, A., Sharp, C., & Brown, S. J. (2023). Do non-contact injuries occur during high-speed running in elite football? Preliminary results from a novel GPS and video-based method. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *26*(9), 465–470. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2023.07.007>
- Alonso, J., McHugh, M. P., Mullaney, M. J., & Tyler, T. F. (2009). Effect of hamstring flexibility on isometric knee flexion angle-torque relationship. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *19*(2), 252–256. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2008.00792.x>
- Alonso, J.-M., Edouard, P., Fischetto, G., Adams, B., Depiesse, F., & Mountjoy, M. (2012). Determination of future prevention strategies in elite track and field: Analysis of Daegu 2011 IAAF Championships injuries and illnesses surveillance. *British Journal of Sports Medicine*, *46*(7), 505–514. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091008>
- Arnason, A., Gudmundsson, A., Dahl, H. A., & Jóhannsson, E. (1996). Soccer injuries in Iceland. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *6*(1), 40–45. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1996.tb00069.x>

- Arnason, A., Sigurdsson, S. B., Gudmundsson, A., Holme, I., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Physical fitness, injuries, and team performance in soccer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(2), 278–285. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000113478.92945.CA>
- Askling, C. M., Malliaropoulos, N., & Karlsson, J. (2012). High-speed running type or stretching-type of hamstring injuries makes a difference to treatment and prognosis. *British Journal of Sports Medicine*, 46(2), 86–87. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090534>
- Askling, C. M., Tengvar, M., Saartok, T., & Thorstensson, A. (2007a). Acute first-time hamstring strains during high-speed running: A longitudinal study including clinical and magnetic resonance imaging findings. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(2), 197–206. <https://doi.org/10.1177/0363546506294679>
- Askling, C. M., Tengvar, M., Saartok, T., & Thorstensson, A. (2007b). Acute first-time hamstring strains during slow-speed stretching: Clinical, magnetic resonance imaging, and recovery characteristics. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(10), 1716–1724. <https://doi.org/10.1177/0363546507303563>
- Askling, C. M., Tengvar, M., Saartok, T., & Thorstensson, A. (2008). Proximal hamstring strains of stretching type in different sports: Injury situations, clinical and magnetic resonance imaging characteristics, and return to sport. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(9), 1799–1804. <https://doi.org/10.1177/0363546508315892>
- Aziz, A. R., Mukherjee, S., Chia, M. Y. H., & Teh, K. C. (2008). Validity of the running repeated sprint ability test among playing positions and level of competitiveness in trained soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 29(10), 833–838. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1038410>
- Azzopardi, C., Almeer, G., Kho, J., Beale, D., James, S. L., & Botchu, R. (2021). Hamstring origin-anatomy, angle of origin and its possible clinical implications. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, 13, 50–52. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2020.08.021>
- Bahr, R., Grønnerød, O., & Sejersted, O. M. (1992). Effect of supramaximal exercise on excess postexercise O₂ consumption. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1), 66–71.

- Bahr, R., & Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms: A key component of preventing injuries in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6), 324–329. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2005.018341>
- Bangsbo, J. (1994). The physiology of soccer—With special reference to intense intermittent exercise. *Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum*, 619, 1–155.
- Bangsbo, J., Graham, T. E., Kiens, B., & Saltin, B. (1992). Elevated muscle glycogen and anaerobic energy production during exhaustive exercise in man. *The Journal of Physiology*, 451, 205–227. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1992.sp019161>
- Bangsbo, J., & Hellsten, Y. (1998). Muscle blood flow and oxygen uptake in recovery from exercise. *Acta Physiologica Scandinavica*, 162(3), 305–312. <https://doi.org/10.1046/j.1365-201X.1998.0331e.x>
- Banister, E. W., Allen, M. E., Mekjavic, I. B., Singh, A. K., Legge, B., & Mutch, B. J. C. (1983). The time course of ammonia and lactate accumulation in blood during bicycle exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 51(2), 195–202. <https://doi.org/10.1007/BF00455182>
- Barnes, C., Archer, D. T., Hogg, B., Bush, M., & Bradley, P. S. (2014). The evolution of physical and technical performance parameters in the English Premier League. *International Journal of Sports Medicine*, 35(13), 1095–1100. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1375695>
- Barr, M. J., Sheppard, J. M., Agar-Newman, D. J., & Newton, R. U. (2014). Transfer effect of strength and power training to the sprinting kinematics of international rugby players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(9), 2585–2596. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000423>
- Battermann, N., Appell, H.-J., Dargel, J., & Koebke, J. (2011). An anatomical study of the proximal hamstring muscle complex to elucidate muscle strains in this region. *International Journal of Sports Medicine*, 32(3), 211–215. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1268011>
- Baumert, P., Temple, S., Stanley, J. M., Cocks, M., Strauss, J. A., Shepherd, S. O., Drust, B., Lake, M. J., Stewart, C. E., & Erskine, R. M. (2021). Neuromuscular fatigue and recovery after strenuous exercise depends on skeletal muscle size and stem cell characteristics. *Scientific Reports*, 11(1), 7733. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-87195-x>

- Beato, M., Bianchi, M., Coratella, G., Merlini, M., & Drust, B. (2022). A Single Session of Straight Line and Change-of-Direction Sprinting per Week Does Not Lead to Different Fitness Improvements in Elite Young Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 36(2), 518–524. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003369>
- Beato, M., Coratella, G., Bianchi, M., Costa, E., & Merlini, M. (2019). Short-Term Repeated-Sprint Training (Straight Sprint Vs. Changes of Direction) in Soccer Players. *Journal of Human Kinetics*, 70, 183–190. <https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0040>
- Beltran, L., Ghazikhanian, V., Padron, M., & Beltran, J. (2012). The proximal hamstring muscle-tendon-bone unit: A review of the normal anatomy, biomechanics, and pathophysiology. *European Journal of Radiology*, 81(12), 3772–3779. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.03.099>
- Bigland-Ritchie, B., & Woods, J. J. (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle & Nerve*, 7(9), 691–699. <https://doi.org/10.1002/mus.880070902>
- Billaut, F., & Basset, F. A. (2007). Effect of different recovery patterns on repeated-sprint ability and neuromuscular responses. *Journal of Sports Sciences*, 25(8), 905–913. <https://doi.org/10.1080/02640410600898087>
- Billaut, F., Basset, F. A., & Falgairette, G. (2005). Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. *Neuroscience Letters*, 380(3), 265–269. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2005.01.048>
- Bisciotti, G. N., Chamari, K., Cena, E., Carimati, G., Bisciotti, A., Bisciotti, A., Quaglia, A., & Volpi, P. (2020). Hamstring Injuries Prevention in Soccer: A Narrative Review of Current Literature. *Joints*, 7(3), 115–126. <https://doi.org/10.1055/s-0040-1712113>
- Bishop, D., Edge, J., & Goodman, C. (2004). Muscle buffer capacity and aerobic fitness are associated with repeated-sprint ability in women. *European Journal of Applied Physiology*, 92(4–5), 540–547. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1150-1>
- Bjørneboe, J., Bahr, R., & Andersen, T. E. (2014). Gradual increase in the risk of match injury in Norwegian male professional football: A 6-year prospective study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24(1), 189–196. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2012.01476.x>

- Blanch, P., & Gabbett, T. J. (2016). Has the athlete trained enough to return to play safely? The acute:chronic workload ratio permits clinicians to quantify a player's risk of subsequent injury. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(8), 471–475. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095445>
- Bloomfield, J., Polman, R., & O'Donoghue, P. (2007). Physical Demands of Different Positions in FA Premier League Soccer. *Journal of Sports Science & Medicine*, *6*(1), 63–70.
- Bogdanis, G. C., Nevill, M. E., Boobis, L. H., & Lakomy, H. K. (1996). Contribution of phosphocreatine and aerobic metabolism to energy supply during repeated sprint exercise. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *80*(3), 876–884. <https://doi.org/10.1152/jappl.1996.80.3.876>
- Bowen, L., Gross, A. S., Gimpel, M., Bruce-Low, S., & Li, F.-X. (2020). Spikes in acute:chronic workload ratio (ACWR) associated with a 5–7 times greater injury rate in English Premier League football players: A comprehensive 3-year study. *British Journal of Sports Medicine*, *54*(12), 731–738. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099422>
- Bowen, L., Gross, A. S., Gimpel, M., & Li, F.-X. (2017). Accumulated workloads and the acute:chronic workload ratio relate to injury risk in elite youth football players. *British Journal of Sports Medicine*, *51*(5), 452–459. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095820>
- Boyas, S., & Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, *54*(2), 88–108. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2011.01.001>
- Bradley, P. S., Sheldon, W., Wooster, B., Olsen, P., Boanas, P., & Krstrup, P. (2009). High-intensity running in English FA Premier League soccer matches. *Journal of Sports Sciences*, *27*(2), 159–168. <https://doi.org/10.1080/02640410802512775>
- Bramah, C., Mendiguchia, J., Dos'Santos, T., & Morin, J.-B. (2023). Exploring the Role of Sprint Biomechanics in Hamstring Strain Injuries: A Current Opinion on Existing Concepts and Evidence. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*. <https://doi.org/10.1007/s40279-023-01925-x>
- Bramah, C., Preece, S. J., Gill, N., & Herrington, L. (2018). Is There a Pathological Gait Associated With Common Soft Tissue Running Injuries? *The American Journal*

- of *Sports Medicine*, 46(12), 3023–3031.
<https://doi.org/10.1177/0363546518793657>
- Brockett, C. L., Morgan, D. L., & Proske, U. (2004). Predicting hamstring strain injury in elite athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(3), 379–387.
<https://doi.org/10.1249/01.mss.0000117165.75832.05>
- Brooke, J., & Knowles, J. (1974). A movement analysis of player behaviour in soccer match performance. *British Society of Sport Psychology Proceedings*, 246–256.
- Brooks, S. V., Zerba, E., & Faulkner, J. A. (1995). Injury to muscle fibres after single stretches of passive and maximally stimulated muscles in mice. *The Journal of Physiology*, 488 (Pt 2)(Pt 2), 459–469.
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.1995.sp020980>
- Brughelli, M., Cronin, J., Mendiguchia, J., Kinsella, D., & Nosaka, K. (2010). Contralateral leg deficits in kinetic and kinematic variables during running in Australian rules football players with previous hamstring injuries. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(9), 2539–2544.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b603ef>
- Buchheit, M., Cormie, P., Abbiss, C. R., Ahmaidi, S., Nosaka, K. K., & Laursen, P. B. (2009). Muscle deoxygenation during repeated sprint running: Effect of active vs. passive recovery. *International Journal of Sports Medicine*, 30(6), 418–425.
<https://doi.org/10.1055/s-0028-1105933>
- Buchheit, M., Mendez-Villanueva, A., Delhomel, G., Brughelli, M., & Ahmaidi, S. (2010). Improving repeated sprint ability in young elite soccer players: Repeated shuttle sprints vs. explosive strength training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(10), 2715–2722.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bf0223>
- Buckthorpe, M., Wright, S., Bruce-Low, S., Nanni, G., Sturdy, T., Gross, A. S., Bowen, L., Styles, B., Della Villa, S., Davison, M., & Gimpel, M. (2019). Recommendations for hamstring injury prevention in elite football: Translating research into practice. *British Journal of Sports Medicine*, 53(7), 449–456.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099616>
- Buganè, F., Benedetti, M. G., D’Angeli, V., & Leardini, A. (2014). Estimation of pelvis kinematics in level walking based on a single inertial sensor positioned close to the sacrum: Validation on healthy subjects with stereophotogrammetric system.

- Biomedical Engineering Online*, 13, 146. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-146>
- Burgess, D. J., Naughton, G., & Norton, K. I. (2006). Profile of movement demands of national football players in Australia. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 9(4), 334–341. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.01.005>
- Bush, M., Barnes, C., Archer, D. T., Hogg, B., & Bradley, P. S. (2015). Evolution of match performance parameters for various playing positions in the English Premier League. *Human Movement Science*, 39, 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.10.003>
- Caldbeck, P., & Dos'Santos, T. (2022). How do soccer players sprint from a tactical context? Observations of an English Premier League soccer team. *Journal of Sports Sciences*, 40(23), 2669–2680. <https://doi.org/10.1080/02640414.2023.2183605>
- Cardoso-Marinho, B., Barbosa, A., Bolling, C., Marques, J. P., Figueiredo, P., & Brito, J. (2022). The perception of injury risk and prevention among football players: A systematic review. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fspor.2022.1018752>
- Carling, C., Le Gall, F., & Dupont, G. (2012). Analysis of repeated high-intensity running performance in professional soccer. *Journal of Sports Sciences*, 30(4), 325–336. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.652655>
- Carling, C., McCall, A., Le Gall, F., & Dupont, G. (2016). The impact of short periods of match congestion on injury risk and patterns in an elite football club. *British Journal of Sports Medicine*, 50(12), 764–768. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095501>
- Casey, A., Constantin-Teodosiu, D., Howell, S., Hultman, E., & Greenhaff, P. L. (1996). Metabolic response of type I and II muscle fibers during repeated bouts of maximal exercise in humans. *The American Journal of Physiology*, 271(1 Pt 1), E38-43. <https://doi.org/10.1152/ajpendo.1996.271.1.E38>
- Castellano, J., Errekagorri, I., Los Arcos, A., Casamichana, D., Martín-García, A., Clemente, F. M., López-Del Campo, R., Resta, R., & Echezarra, I. (2022). Tell me how and where you play football and I'll tell you how much you have to run. *Biology of Sport*, 39(3), 607–614. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2022.106155>
- Chaudhari, A. M. W., McKenzie, C. S., Pan, X., & Oñate, J. A. (2014). Lumbopelvic control and days missed due to injury in professional baseball pitchers. *The*

- American Journal of Sports Medicine*, 42(11), 2734–2740.
<https://doi.org/10.1177/0363546514545861>
- Chtara, M., Rouissi, M., Haddad, M., Chtara, H., Chaalali, A., Owen, A., & Chamari, K. (2017). Specific physical trainability in elite young soccer players: Efficiency over 6 weeks' in-season training. *Biology of Sport*, 34(2), 137–148.
<https://doi.org/10.5114/biolsport.2017.64587>
- Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2007). The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of Biomechanics*, 40(16), 3555–3562.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.026>
- Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2011). Hamstring musculotendon dynamics during stance and swing phases of high-speed running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(3), 525–532.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181f23fe8>
- Chumanov, E. S., Schache, A. G., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2012). Hamstrings are most susceptible to injury during the late swing phase of sprinting. *British Journal of Sports Medicine*, 46(2), 90.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090176>
- Ciacchi, S., Michele, R. D., Fantozzi, S., & Merni, F. (2013). Assessment of Kinematic Asymmetry for Reduction of Hamstring Injury Risk. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 18(6), 18–23. <https://doi.org/10.1123/ijatt.18.6.18>
- Clark, R. A. (2008). Hamstring injuries: Risk assessment and injury prevention. *Annals of the Academy of Medicine, Singapore*, 37(4), 341–346.
- Colby, M. J., Dawson, B., Peeling, P., Heasman, J., Rogalski, B., Drew, M. K., & Stares, J. (2018). Improvement of Prediction of Noncontact Injury in Elite Australian Footballers With Repeated Exposure to Established High-Risk Workload Scenarios. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(9), 1130–1135. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0696>
- Collins, J., Maughan, R. J., Gleeson, M., Bilsborough, J., Jeukendrup, A., Morton, J. P., Phillips, S. M., Armstrong, L., Burke, L. M., Close, G. L., Duffield, R., Larson-Meyer, E., Louis, J., Medina, D., Meyer, F., Rollo, I., Sundgot-Borgen, J., Wall, B. T., Boullosa, B., ... McCall, A. (2021). UEFA expert group statement on nutrition in elite football. Current evidence to inform practical recommendations

- and guide future research. *British Journal of Sports Medicine*, 55(8), 416. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-101961>
- Colyer, S. L., Nagahara, R., Takai, Y., & Salo, A. I. T. (2018). How sprinters accelerate beyond the velocity plateau of soccer players: Waveform analysis of ground reaction forces. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(12), 2527–2535. <https://doi.org/10.1111/sms.13302>
- Cometti, G., Maffiuletti, N. A., Pousson, M., Chatard, J. C., & Maffulli, N. (2001). Isokinetic strength and anaerobic power of elite, subelite and amateur French soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 22(1), 45–51. <https://doi.org/10.1055/s-2001-11331>
- Cook, C. J., Kilduff, L. P., Crewther, B. T., Beaven, M., & West, D. J. (2014). Morning based strength training improves afternoon physical performance in rugby union players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(3), 317–321. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.04.016>
- Cormack, S. J., Mooney, M. G., Morgan, W., & McGuigan, M. R. (2013). Influence of Neuromuscular Fatigue on Accelerometer Load in Elite Australian Football Players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(4), 373–378. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.4.373>
- Crema, M. D., Guermazi, A., Tol, J. L., Niu, J., Hamilton, B., & Roemer, F. W. (2016). Acute hamstring injury in football players: Association between anatomical location and extent of injury-A large single-center MRI report. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(4), 317–322. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.04.005>
- Croisier, J.-L., Ganteaume, S., Binet, J., Genty, M., & Ferret, J.-M. (2008). Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(8), 1469–1475. <https://doi.org/10.1177/0363546508316764>
- Cross, M. R., Brughelli, M., Samozino, P., & Morin, J.-B. (2017). Methods of Power-Force-Velocity Profiling During Sprint Running: A Narrative Review. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(7), 1255–1269. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0653-3>
- Cuenca-Fernández, F., Smith, I. C., Jordan, M. J., MacIntosh, B. R., López-Contreras, G., Arellano, R., & Herzog, W. (2017). Nonlocalized postactivation performance enhancement (PAPE) effects in trained athletes: A pilot study. *Applied*

- Physiology, Nutrition, and Metabolism = Physiologie Appliquee, Nutrition Et Metabolisme*, 42(10), 1122–1125. <https://doi.org/10.1139/apnm-2017-0217>
- Daly, C., Persson, U. M., Twycross-Lewis, R., Woledge, R. C., & Morrissey, D. (2016). The biomechanics of running in athletes with previous hamstring injury: A case-control study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(4), 413–420. <https://doi.org/10.1111/sms.12464>
- Dauty, M., Menu, P., Fouasson-Chailloux, A., Ferréol, S., & Dubois, C. (2016). Prediction of hamstring injury in professional soccer players by isokinetic measurements. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 6(1), 116–123. <https://doi.org/10.11138/mltj/2016.6.1.116>
- Dawson, B. (2012). Repeated-sprint ability: Where are we? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 7(3), 285–289. <https://doi.org/10.1123/ijsp.7.3.285>
- Dawson, B., Ackland, T., & Roberts, C. (1984). A new fitness test for team and individual sports. *Sports Coach*, 8(2), 42–44.
- Dawson, B., Fitzsimons, M., Green, S., Goodman, C., Carey, M., & Cole, K. (1998). Changes in performance, muscle metabolites, enzymes and fibre types after short sprint training. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 78, 163–169. <https://doi.org/10.1007/s004210050402>
- Dawson, B., Goodman, C., Lawrence, S., Preen, D., Polglaze, T., Fitzsimons, M., & Fournier, P. (1997). Muscle phosphocreatine repletion following single and repeated short sprint efforts. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 7(4), 206–213. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1997.tb00141.x>
- Deehan, D. J., Bell, K., & McCaskie, A. W. (2007). Adolescent musculoskeletal injuries in a football academy. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 89(1), 5–8. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.89B1.18427>
- Del Coso, J., Brito de Souza, D., Moreno-Perez, V., Buldú, J. M., Nevado, F., Resta, R., & López-Del Campo, R. (2020). Influence of Players' Maximum Running Speed on the Team's Ranking Position at the End of the Spanish LaLiga. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(23), 8815. <https://doi.org/10.3390/ijerph17238815>
- Delecluse, C., Van Coppenolle, H., Willems, E., Van Leemputte, M., Diels, R., & Goris, M. (1995). Influence of high-resistance and high-velocity training on sprint performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(8), 1203–1209.

- Delextrat, A., Piquet, J., Matthews, M. J., & Cohen, D. D. (2018). Strength-Endurance Training Reduces the Hamstrings Strength Decline Following Simulated Football Competition in Female Players. *Frontiers in Physiology*, 9, 1059. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01059>
- Dellal, A., Chamari, K., Wong, D. P., Ahmaidi, S., Keller, D., Barros, R., Bisciotti, G. N., & Carling, C. (2011). Comparison of physical and technical performance in European soccer match-play: FA Premier League and La Liga. *European Journal of Sport Science*, 11(1), 51–59. <https://doi.org/10.1080/17461391.2010.481334>
- Devlin, L. (2000). Recurrent posterior thigh symptoms detrimental to performance in rugby union: Predisposing factors. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 29(4), 273–287. <https://doi.org/10.2165/00007256-200029040-00005>
- Di Salvo, V., Baron, R., González-Haro, C., Gormasz, C., Pigozzi, F., & Bachl, N. (2010). Sprinting analysis of elite soccer players during European Champions League and UEFA Cup matches. *Journal of Sports Sciences*, 28(14), 1489–1494. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.521166>
- Di Salvo, V., Baron, R., Tschan, H., Calderon Montero, F. J., Bachl, N., & Pigozzi, F. (2007). Performance characteristics according to playing position in elite soccer. *International Journal of Sports Medicine*, 28(3), 222–227. <https://doi.org/10.1055/s-2006-924294>
- Di Salvo, V., Gregson, W., Atkinson, G., Tordoff, P., & Drust, B. (2009). Analysis of high intensity activity in Premier League soccer. *International Journal of Sports Medicine*, 30(3), 205–212. <https://doi.org/10.1055/s-0028-1105950>
- Dillon, G. H., & Waldrop, T. G. (1992). In vitro responses of caudal hypothalamic neurons to hypoxia and hypercapnia. *Neuroscience*, 51(4), 941–950. [https://doi.org/10.1016/0306-4522\(92\)90531-6](https://doi.org/10.1016/0306-4522(92)90531-6)
- Dingenen, B., Staes, F. F., Santermans, L., Steurs, L., Eerdeken, M., Geentjens, J., Peers, K. H. E., Thysen, M., & Deschamps, K. (2018). Are two-dimensional measured frontal plane angles related to three-dimensional measured kinematic profiles during running? *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 29, 84–92. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.02.001>
- Djaoui, L., Chamari, K., Owen, A. L., & Dellal, A. (2017). Maximal Sprinting Speed of Elite Soccer Players During Training and Matches. *Journal of Strength and*

- Djaoui, L., Wong, D. P., Pialoux, V., Hautier, C., Da Silva, C. D., Chamari, K., & Dellal, A. (2014). Physical Activity during a Prolonged Congested Period in a Top-Class European Football Team. *Asian Journal of Sports Medicine*, 5(1), 47–53.
- Dorland diccionario enciclopédico ilustrado de medicina*. (2005). McGraw-Hill Interamericana de España.
- Dorn, T. W., Schache, A. G., & Pandy, M. G. (2012). Muscular strategy shift in human running: Dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *The Journal of Experimental Biology*, 215(Pt 11), 1944–1956. <https://doi.org/10.1242/jeb.064527>
- Duhig, S., Shield, A. J., Opar, D., Gabbett, T. J., Ferguson, C., & Williams, M. (2016). Effect of high-speed running on hamstring strain injury risk. *British Journal of Sports Medicine*, 50(24), 1536–1540. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095679>
- Dutka, T. L., & Lamb, G. D. (2004). Effect of low cytoplasmic [ATP] on excitation–contraction coupling in fast-twitch muscle fibres of the rat. *The Journal of Physiology*, 560(Pt 2), 451–468. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2004.069112>
- Eberstein, A., & Sandow, A. (1963). Fatigue mechanisms in muscle fibres. In *The Effect of Use and Disuse on Neuromuscular Function*, Elsevier, Amsterdam, 515–526.
- Edouard, P., Caumeil, B., Verhagen, E., Guilhem, G., & Ruffault, A. (2022). Maximising individualisation of sports injury risk reduction approach to reach success. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 26(3), 100394. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2022.100394>
- Edouard, P., Lahti, J., Fleres, L., Ahtiainen, J., Ulvila, J.-J., Lehtinen, T., Virtanen, N., Taipale, T., Bellver, M., Peltonen, V., Thibault, M., Huuhka, T., Toivonen, R.-M., Morin, J.-B., & Mendiguchia, J. (2024). A musculoskeletal multifactorial individualised programme for hamstring muscle injury risk reduction in professional football: Results of a prospective cohort study. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 10(1), e001866. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2023-001866>
- Edouard, P., Lahti, J., Nagahara, R., Samozino, P., Navarro, L., Guex, K., Rossi, J., Brughelli, M., Mendiguchia, J., & Morin, J.-B. (2021). Low Horizontal Force

- Production Capacity during Sprinting as a Potential Risk Factor of Hamstring Injury in Football. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(15), 7827. <https://doi.org/10.3390/ijerph18157827>
- Edouard, P., Mendiguchia, J., Guex, K., Lahti, J., Prince, C., Samozino, P., & Morin, J.-B. (2023). Sprinting: A key piece of the hamstring injury risk management puzzle. *British Journal of Sports Medicine*, 57(1), 4–6. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2022-105532>
- Edouard, P., Mendiguchia, J., Lahti, J., Arnal, P. J., Gimenez, P., Jiménez-Reyes, P., Brughelli, M., Samozino, P., & Morin, J.-B. (2018). Sprint Acceleration Mechanics in Fatigue Conditions: Compensatory Role of Gluteal Muscles in Horizontal Force Production and Potential Protection of Hamstring Muscles. *Frontiers in Physiology*, 9, 1706. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01706>
- Edwards, R. H. (1981). Human muscle function and fatigue. *Ciba Foundation Symposium*, 82, 1–18. <https://doi.org/10.1002/9780470715420.ch1>
- Ekstrand, J. (2013). Keeping your top players on the pitch: The key to football medicine at a professional level. *British Journal of Sports Medicine*, 47(12), 723–724. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092771>
- Ekstrand, J., Bengtsson, H., Waldén, M., Davison, M., Khan, K. M., & Hägglund, M. (2022). Hamstring injury rates have increased during recent seasons and now constitute 24% of all injuries in men’s professional football: The UEFA Elite Club Injury Study from 2001/02 to 2021/22. *British Journal of Sports Medicine*, 57(5), 292–298. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-105407>
- Ekstrand, J., & Gillquist, J. (1983). Soccer injuries and their mechanisms: A prospective study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15(3), 267–270. <https://doi.org/10.1249/00005768-198315030-00014>
- Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011a). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American Journal of Sports Medicine*, 39(6), 1226–1232. <https://doi.org/10.1177/0363546510395879>
- Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011b). Injury incidence and injury patterns in professional football: The UEFA injury study. *British Journal of Sports Medicine*, 45(7), 553–558. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.060582>
- Ekstrand, J., Healy, J. C., Waldén, M., Lee, J. C., English, B., & Hägglund, M. (2012). Hamstring muscle injuries in professional football: The correlation of MRI

- findings with return to play. *British Journal of Sports Medicine*, 46(2), 112–117. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090155>
- Ekstrand, J., Spreco, A., Bengtsson, H., & Bahr, R. (2021). Injury rates decreased in men's professional football: An 18-year prospective cohort study of almost 12 000 injuries sustained during 1.8 million hours of play. *British Journal of Sports Medicine*, 55(19), 1084–1091. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2020-103159>
- Ekstrand, J., Spreco, A., Windt, J., & Khan, K. M. (2020). Are Elite Soccer Teams' Preseason Training Sessions Associated With Fewer In-Season Injuries? A 15-Year Analysis From the Union of European Football Associations (UEFA) Elite Club Injury Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 48(3), 723–729. <https://doi.org/10.1177/0363546519899359>
- Ekstrand, J., & Tropp, H. (1990). The incidence of ankle sprains in soccer. *Foot & Ankle*, 11(1), 41–44. <https://doi.org/10.1177/107110079001100108>
- Ekstrand, J., Ueblacker, P., Zoest, W. V., Verheijen, R., Vanhecke, B., Wijk, M. van, & Bengtsson, H. (2023). Risk factors for hamstring muscle injury in male elite football: Medical expert experience and conclusions from 15 European Champions League clubs. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 9(1), e001461. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2022-001461>
- Ekstrand, J., Van Zoest, W., & Gauffin, H. (2023). Changes in head staff members in male elite-level football teams are associated with increased hamstring injury burden for that season: The UEFA Elite Club Injury Study. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 9(4), e001640. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2023-001640>
- Ekstrand, J., Waldén, M., & Hägglund, M. (2004). Risk for injury when playing in a national football team. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 14(1), 34–38. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2003.00330.x>
- Ekstrand, J., Waldén, M., & Hägglund, M. (2016). Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: A 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. *British Journal of Sports Medicine*, 50(12), 731–737. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095359>
- Eliakim, E., Morgulev, E., Lidor, R., & Meckel, Y. (2020). Estimation of injury costs: Financial damage of English Premier League teams' underachievement due to injuries. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 6(1), e000675. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2019-000675>

- Emery, C. A., & Pasanen, K. (2019). Current trends in sport injury prevention. *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 33(1), 3–15. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2019.02.009>
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 72(5), 1631–1648. <https://doi.org/10.1152/jappl.1992.72.5.1631>
- Esculier, J.-F., Silvini, T., Bouyer, L. J., & Roy, J.-S. (2018). Video-based assessment of foot strike pattern and step rate is valid and reliable in runners with patellofemoral pain. *Physical Therapy in Sport*, 29, 108–112. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.11.003>
- Evangelidis, P. E., Massey, G. J., Ferguson, R. A., Wheeler, P. C., Pain, M. T. G., & Folland, J. P. (2017). The functional significance of hamstrings composition: Is it really a 'fast' muscle group? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(11), 1181–1189. <https://doi.org/10.1111/sms.12786>
- Evangelidis, P. E., Massey, G. J., Pain, M. T. G., & Folland, J. P. (2015). Biceps Femoris Aponeurosis Size: A Potential Risk Factor for Strain Injury? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(7), 1383–1389. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000550>
- Faude, O., Koch, T., & Meyer, T. (2012). Straight sprinting is the most frequent action in goal situations in professional football. *Journal of Sports Sciences*, 30(7), 625–631. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.665940>
- Faulkner, J. A., Davis, C. S., Mendias, C. L., & Brooks, S. V. (2008). The aging of elite male athletes: Age-related changes in performance and skeletal muscle structure and function. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 18(6), 501–507. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181845f1c>
- Felmlee, M. A., Jones, R. S., Rodriguez-Cruz, V., Follman, K. E., & Morris, M. E. (2020). Monocarboxylate Transporters (SLC16): Function, Regulation, and Role in Health and Disease. *Pharmacological Reviews*, 72(2), 466–485. <https://doi.org/10.1124/pr.119.018762>
- Fernandez-Fernandez, J., Zimek, R., Wiewelhove, T., & Ferrauti, A. (2012). High-Intensity Interval Training vs. Repeated-Sprint Training in Tennis. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(1), 53. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318220b4ff>

- Ferrari Bravo, D., Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., Castagna, C., Bishop, D., & Wisloff, U. (2008). Sprint vs. Interval training in football. *International Journal of Sports Medicine*, 29(8), 668–674. <https://doi.org/10.1055/s-2007-989371>
- Fiorentino, N. M., Rehorn, M. R., Chumanov, E. S., Thelen, D. G., & Blemker, S. S. (2014). Computational models predict larger muscle tissue strains at faster sprinting speeds. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46(4), 776–786. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000172>
- Fousekis, K., Tsepis, E., Poulmedis, P., Athanasopoulos, S., & Vagenas, G. (2011). Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strains in soccer: A prospective study of 100 professional players. *British Journal of Sports Medicine*, 45(9), 709–714. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2010.077560>
- Franettovich Smith, M. M., Bonacci, J., Mendis, M. D., Christie, C., Rotstein, A., & Hides, J. A. (2017). Gluteus medius activation during running is a risk factor for season hamstring injuries in elite footballers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(2), 159–163. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.07.004>
- Franz, J. R., Paylo, K. W., Dicharry, J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2009). Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait & Posture*, 29(3), 494–498. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.11.011>
- Fraser, S. F., Li, J. L., Carey, M. F., Wang, X. N., Sangkabutra, T., Sostaric, S., Selig, S. E., Kjeldsen, K., & McKenna, M. J. (2002). Fatigue depresses maximal in vitro skeletal muscle Na(+)-K(+)-ATPase activity in untrained and trained individuals. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 93(5), 1650–1659. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01247.2001>
- Freckleton, G., Cook, J., & Pizzari, T. (2014). The predictive validity of a single leg bridge test for hamstring injuries in Australian Rules Football Players. *British Journal of Sports Medicine*, 48(8), 713–717. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092356>
- Freckleton, G., & Pizzari, T. (2013). Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 47(6), 351–358. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090664>
- Fridén, J., Sjöström, M., & Ekblom, B. (1983). Myofibrillar damage following intense eccentric exercise in man. *International Journal of Sports Medicine*, 4(3), 170–176. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1026030>

- Friederich, J. A., & Brand, R. A. (1990). Muscle fiber architecture in the human lower limb. *Journal of Biomechanics*, *23*(1), 91–95. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90373-b](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90373-b)
- Fuglevand, A. J., Zackowski, K. M., Huey, K. A., & Enoka, R. M. (1993). Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. *The Journal of Physiology*, *460*, 549–572. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1993.sp019486>
- Fuller, C. W., Ekstrand, J., Junge, A., Andersen, T. E., Bahr, R., Dvorak, J., Häggglund, M., McCrory, P., & Meeuwisse, W. H. (2006). Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *British Journal of Sports Medicine*, *40*(3), 193–201. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.025270>
- Gabbett, T. J. (2010). The development of a test of repeated-sprint ability for elite women's soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(5), 1191–1194. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d1568c>
- Gabbett, T. J. (2016). The training—injury prevention paradox: Should athletes be training smarter and harder? *British Journal of Sports Medicine*, *50*(5), 273–280. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095788>
- Gaitanos, G. C., Williams, C., Boobis, L. H., & Brooks, S. (1993). Human muscle metabolism during intermittent maximal exercise. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *75*(2), 712–719. <https://doi.org/10.1152/jappl.1993.75.2.712>
- Galvin, H. M., Cooke, K., Sumners, D. P., Mileva, K. N., & Bowtell, J. L. (2013). Repeated sprint training in normobaric hypoxia. *British Journal of Sports Medicine*, *47 Suppl 1*(Suppl 1), i74-79. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092826>
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, *81*(4), 1725–1789. <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.4.1725>
- Gantois, P., Batista, G. R., Aidar, F. J., Nakamura, F. Y., de Lima-Júnior, D., Cirilo-Sousa, M. S., de Matos, D. G., & Cabral, B. G. A. T. (2019). Repeated sprint training improves both anaerobic and aerobic fitness in basketball players. *Isokinetics and Exercise Science*, *27*(2), 97–105. <https://doi.org/10.3233/IES-182212>

- Garrett, W. E., Califf, J. C., & Bassett, F. H. (1984). Histochemical correlates of hamstring injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, *12*(2), 98–103. <https://doi.org/10.1177/036354658401200202>
- Garrett, W. E., Safran, M. R., Seaber, A. V., Glisson, R. R., & Ribbeck, B. M. (1987). Biomechanical comparison of stimulated and nonstimulated skeletal muscle pulled to failure. *The American Journal of Sports Medicine*, *15*(5), 448–454. <https://doi.org/10.1177/036354658701500504>
- Gatterer, H., Klarod, K., Heinrich, D., Schlemmer, P., Dilitz, S., & Burtcher, M. (2015). Effects of a 12-day maximal shuttle-run shock microcycle in hypoxia on soccer specific performance and oxidative stress. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism = Physiologie Appliquee, Nutrition Et Metabolisme*, *40*(8), 842–845. <https://doi.org/10.1139/apnm-2014-0479>
- Gatterer, H., Philippe, M., Menz, V., Mosbach, F., Faulhaber, M., & Burtcher, M. (2014). Shuttle-run sprint training in hypoxia for youth elite soccer players: A pilot study. *Journal of Sports Science & Medicine*, *13*(4), 731–735.
- Girard, O., Mendez-Villanueva, A., & Bishop, D. (2011). Repeated-sprint ability - part I: Factors contributing to fatigue. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *41*(8), 673–694. <https://doi.org/10.2165/11590550-000000000-00000>
- Glaister, M. (2005). Multiple sprint work: Physiological responses, mechanisms of fatigue and the influence of aerobic fitness. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *35*(9), 757–777. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535090-00003>
- Glaister, M., Hauck, H., Abraham, C. S., Merry, K. L., Beaver, D., Woods, B., & McInnes, G. (2009). Familiarization, reliability, and comparability of a 40-m maximal shuttle run test. *Journal of Sports Science & Medicine*, *8*(1), 77–82.
- Glaister, M., Howatson, G., Pattison, J. R., & McInnes, G. (2008). The reliability and validity of fatigue measures during multiple-sprint work: An issue revisited. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *22*(5), 1597–1601. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318181ab80>
- Glaister, M., Witmer, C., Clarke, D. W., Guers, J. J., Heller, J. L., & Moir, G. L. (2010). Familiarization, reliability, and evaluation of a multiple sprint running test using self-selected recovery periods. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(12), 3296–3301. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bac33c>
- Gonzalez-Serratos, H., Somlyo, A. V., McClellan, G., Shuman, H., Borrero, L. M., & Somlyo, A. P. (1978). Composition of vacuoles and sarcoplasmic reticulum in

- fatigued muscle: Electron probe analysis. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 75(3), 1329–1333. <https://doi.org/10.1073/pnas.75.3.1329>
- Goossens, L., Witvrouw, E., Vanden Bossche, L., & De Clercq, D. (2015). Lower eccentric hamstring strength and single leg hop for distance predict hamstring injury in PETE students. *European Journal of Sport Science*, 15(5), 436–442. <https://doi.org/10.1080/17461391.2014.955127>
- Gorostiaga, E. M., Navarro-Amézqueta, I., Calbet, J. A. L., Sánchez-Medina, L., Cusso, R., Guerrero, M., Granados, C., González-Izal, M., Ibáñez, J., & Izquierdo, M. (2014). Blood ammonia and lactate as markers of muscle metabolites during leg press exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(10), 2775–2785. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000496>
- Green, B., Bourne, M. N., van Dyk, N., & Pizzari, T. (2020). Recalibrating the risk of hamstring strain injury (HSI): A 2020 systematic review and meta-analysis of risk factors for index and recurrent hamstring strain injury in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 54(18), 1081–1088. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-100983>
- Gregson, W., Di Salvo, V., Varley, M. C., Modonutti, M., Belli, A., Chamari, K., Weston, M., Lolli, L., & Eirale, C. (2020). Harmful association of sprinting with muscle injury occurrence in professional soccer match-play: A two-season, league wide exploratory investigation from the Qatar Stars League. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 23(2), 134–138. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.08.289>
- Gualtieri, A., Rampinini, E., Dello Iacono, A., & Beato, M. (2023). High-speed running and sprinting in professional adult soccer: Current thresholds definition, match demands and training strategies. A systematic review. *Frontiers in Sports and Active Living*, 5, 1116293. <https://doi.org/10.3389/fspor.2023.1116293>
- Häggglund, M. (2007). *Epidemiology and prevention of football injuries*. <https://urn.kb.se/resolve?urn=urn:nbn:se:liu:diva-8500>
- Häggglund, M., Waldén, M., & Ekstrand, J. (2006). Previous injury as a risk factor for injury in elite football: A prospective study over two consecutive seasons. *British Journal of Sports Medicine*, 40(9), 767–772. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.026609>

- Hägglund, M., Waldén, M., Magnusson, H., Kristenson, K., Bengtsson, H., & Ekstrand, J. (2013). Injuries affect team performance negatively in professional football: An 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. *British Journal of Sports Medicine*, *47*(12), 738–742. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092215>
- Hallén, A., Tomás, R., Ekstrand, J., Bengtsson, H., Van den Steen, E., Hägglund, M., & Waldén, M. (2024). UEFA Women's Elite Club Injury Study: A prospective study on 1527 injuries over four consecutive seasons 2018/2019 to 2021/2022 reveals thigh muscle injuries to be most common and ACL injuries most burdensome. *British Journal of Sports Medicine*, *bjsports-2023-107133*. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2023-107133>
- Hanon, C., Thépaut-Mathieu, C., & Vandewalle, H. (2005). Determination of muscular fatigue in elite runners. *European Journal of Applied Physiology*, *94*(1), 118–125. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1276-1>
- Haugen, T. A., Tønnessen, E., & Seiler, S. (2013). Anaerobic performance testing of professional soccer players 1995-2010. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *8*(2), 148–156. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.2.148>
- Haugen, T., Danielsen, J., McGhie, D., Sandbakk, Ø., & Ettema, G. (2018). Kinematic stride cycle asymmetry is not associated with sprint performance and injury prevalence in athletic sprinters. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *28*(3), 1001–1008. <https://doi.org/10.1111/sms.12953>
- Haugen, T., Tønnessen, E., Hisdal, J., & Seiler, S. (2014). The role and development of sprinting speed in soccer. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *9*(3), 432–441. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0121>
- Hautier, C. A., Wouassi, D., Arsac, L. M., Bitanga, E., Thiriet, P., & Lacour, J. R. (1994). Relationships between postcompetition blood lactate concentration and average running velocity over 100-m and 200-m races. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *68*(6), 508–513. <https://doi.org/10.1007/BF00599521>
- Hawkins, R. D., & Fuller, C. W. (1999). A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. *British Journal of Sports Medicine*, *33*(3), 196–203.

- Heer, S. T., Callander, J. W., Kraeutler, M. J., Mei-Dan, O., & Mulcahey, M. K. (2019). Hamstring Injuries: Risk Factors, Treatment, and Rehabilitation. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 101(9), 843–853. <https://doi.org/10.2106/JBJS.18.00261>
- Hegyí, A., Gonçalves, B. A. M., Finni, T., & Cronin, N. J. (2019). Individual Region- and Muscle-specific Hamstring Activity at Different Running Speeds. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 51(11), 2274–2285. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002060>
- Heiderscheit, B. C., Hoerth, D. M., Chumanov, E. S., Swanson, S. C., Thelen, B. J., & Thelen, D. G. (2005). Identifying the time of occurrence of a hamstring strain injury during treadmill running: A case study. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(10), 1072–1078. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.07.005>
- Hennessey, L., & Watson, A. W. (1993). Flexibility and posture assessment in relation to hamstring injury. *British Journal of Sports Medicine*, 27(4), 243–246. <https://doi.org/10.1136/bjism.27.4.243>
- Higashihara, A., Nagano, Y., Ono, T., & Fukubayashi, T. (2016). Relationship between the peak time of hamstring stretch and activation during sprinting. *European Journal of Sport Science*, 16(1), 36–41. <https://doi.org/10.1080/17461391.2014.973913>
- Higashihara, A., Nagano, Y., Takahashi, K., & Fukubayashi, T. (2015). Effects of forward trunk lean on hamstring muscle kinematics during sprinting. *Journal of Sports Sciences*, 33(13), 1366–1375. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.990483>
- Higashihara, A., Ono, T., Kubota, J., Okuwaki, T., & Fukubayashi, T. (2010). Functional differences in the activity of the hamstring muscles with increasing running speed. *Journal of Sports Sciences*, 28(10), 1085–1092. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.494308>
- Higashihara, A., Ono, T., Tokutake, G., Kuramochi, R., Kunita, Y., Nagano, Y., & Hirose, N. (2019). Hamstring muscles' function deficit during overground sprinting in track and field athletes with a history of strain injury. *Journal of Sports Sciences*, 37(23), 2744–2750. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1664030>
- Holmyard, D., Cheetham, M., Lakomy, H., & Williams, C. (1988). Effect of Recovery Duration on Performance During Multiple Treadmill Sprints. In *Science and Football (Routledge Revivals)*. Routledge.

- Howard, R. M., Conway, R., & Harrison, A. J. (2018). Muscle activity in sprinting: A review. *Sports Biomechanics*, 17(1), 1–17. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1252790>
- Hulin, B. T., Gabbett, T. J., Caputi, P., Lawson, D. W., & Sampson, J. A. (2016). Low chronic workload and the acute:chronic workload ratio are more predictive of injury than between-match recovery time: A two-season prospective cohort study in elite rugby league players. *British Journal of Sports Medicine*, 50(16), 1008–1012. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095364>
- Huygaerts, S., Cos, F., Cohen, D. D., Calleja-González, J., Guitart, M., Blazeovich, A. J., & Alcaraz, P. E. (2020). Mechanisms of Hamstring Strain Injury: Interactions between Fatigue, Muscle Activation and Function. *Sports*, 8(5), 65. <https://doi.org/10.3390/sports8050065>
- Huygaerts, S., Cos, F., Cohen, D. D., Calleja-González, J., Pruna, R., Alcaraz, P. E., & Blazeovich, A. J. (2021). Does Muscle-Tendon Unit Structure Predispose to Hamstring Strain Injury During Running? A Critical Review. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 51(2), 215–224. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01385-7>
- Iaia, F. M., Fiorenza, M., Larghi, L., Alberti, G., Millet, G. P., & Girard, O. (2017). Short- or long-rest intervals during repeated-sprint training in soccer? *PloS One*, 12(2), e0171462. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0171462>
- Iaia, F. M., Rampinini, E., & Bangsbo, J. (2009). High-intensity training in football. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 4(3), 291–306. <https://doi.org/10.1123/ijsp.4.3.291>
- Iboshi, A., Suenaga, M., & Miyashita, K. (1988). Torque Patterns of Sprinters Who Had Suffered from Hamstring Muscles Strain. *Free University Press: Amsterdam, The Netherlands*.
- Iguchi, J., Hojo, T., Fujisawa, Y., Kuzuhara, K., Yanase, K., Hirono, T., Koyama, Y., Tateuchi, H., & Ichihashi, N. (2023). Synergistic Dominance Induced by Hip Extension Exercise Alters Biomechanics and Muscular Activity During Sprinting and Suggests a Potential Link to Hamstring Strain. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 37(9), 1770. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004484>
- Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., Castagna, C., Bishop, D., Ferrari Bravo, D., Tibaudi, A., & Wisloff, U. (2008). Validity of a repeated-sprint test for football.

- International Journal of Sports Medicine*, 29(11), 899–905.
<https://doi.org/10.1055/s-2008-1038491>
- Ingebrigtsen, J., Shalfawi, S. A. I., Tønnessen, E., Krustup, P., & Holtermann, A. (2013). Performance effects of 6 weeks of aerobic production training in junior elite soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(7), 1861–1867. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31827647bd>
- Ivarsson, A., Johnson, U., & Podlog, L. (2013). Psychological predictors of injury occurrence: A prospective investigation of professional Swedish soccer players. *Journal of Sport Rehabilitation*, 22(1), 19–26. <https://doi.org/10.1123/jsr.22.1.19>
- Järvinen, T. A., Kääriäinen, M., Järvinen, M., & Kalimo, H. (2000). Muscle strain injuries. *Current Opinion in Rheumatology*, 12(2), 155–161. <https://doi.org/10.1097/00002281-200003000-00010>
- Järvinen, T., Kääriäinen, M., Äärimaa, V., Järvinen, M., & Kalimo, H. (2008). Skeletal Muscle Repair After Exercise-Induced Injury. In S. Schiaffino & T. Partridge (Eds.), *Skeletal Muscle Repair and Regeneration* (pp. 217–242). Springer Netherlands. https://doi.org/10.1007/978-1-4020-6768-6_11
- Jiménez-Reyes, P., Cross, M., Ross, A., Samozino, P., Brughelli, M., Gill, N., & Morin, J.-B. (2019). Changes in mechanical properties of sprinting during repeated sprint in elite rugby sevens athletes. *European Journal of Sport Science*, 19(5), 585–594. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1542032>
- Jimenez-Reyes, P., Pareja-Blanco, F., Cuadrado-Peñafiel, V., Morcillo, J. A., Párraga, J. A., & González-Badillo, J. J. (2016). Mechanical, Metabolic and Perceptual Response during Sprint Training. *International Journal of Sports Medicine*, 37(10), 807–812. <https://doi.org/10.1055/s-0042-107251>
- Jiménez-Reyes, P., Samozino, P., Brughelli, M., & Morin, J.-B. (2016). Effectiveness of an Individualized Training Based on Force-Velocity Profiling during Jumping. *Frontiers in Physiology*, 7, 677. <https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00677>
- Jiménez-Rubio, S., Navandar, A., Rivilla-García, J., Paredes-Hernández, V., & Gómez-Ruano, M.-Á. (2020). Improvements in Match-Related Physical Performance of Professional Soccer Players After the Application of an on-Field Training Program for Hamstring Injury Rehabilitation. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(8), 1145–1150. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0033>

- John, R., Dhillon, M. S., & Dhillon, S. (2020). Genetics and the Elite Athlete: Our Understanding in 2020. *Indian Journal of Orthopaedics*, 54(3), 256–263. <https://doi.org/10.1007/s43465-020-00056-z>
- Jones, A., Jones, G., Greig, N., Bower, P., Brown, J., Hind, K., & Francis, P. (2019). Epidemiology of injury in English Professional Football players: A cohort study. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 35, 18–22. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.10.011>
- Kalema, R. N., Duhig, S. J., Williams, M. D., Donaldson, A., & Shield, A. J. (2022). Sprinting technique and hamstring strain injuries: A concept mapping study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 25(3), 209–215. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2021.09.007>
- Kalema, R. N., Schache, A. G., Williams, M. D., Heiderscheit, B., Siqueira Trajano, G., & Shield, A. J. (2021). Sprinting Biomechanics and Hamstring Injuries: Is There a Link? A Literature Review. *Sports (Basel, Switzerland)*, 9(10), 141. <https://doi.org/10.3390/sports9100141>
- Katayama, M., Higuchi, H., Kimura, M., Kobayashi, A., Hatayama, K., Terauchi, M., & Takagishi, K. (2004). Proprioception and performance after anterior cruciate ligament rupture. *International Orthopaedics*, 28(5), 278–281. <https://doi.org/10.1007/s00264-004-0583-9>
- Kaufmann, S., Hoos, O., Kuehl, T., Tietz, T., Reim, D., Fehske, K., Latzel, R., & Beneke, R. (2020). Energetic Profiles of the Yo-Yo Intermittent Recovery Tests 1 and 2. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 15(10), 1400–1405. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2019-0702>
- Kaynak, K., Eryılmaz, S. K., Aydoğan, S., & Mihailov, D. (2017). The effects of 20-m repeated sprint training on aerobic capacity in college volleyball players. *Biomedical Human Kinetics*, 9(1), 43–50. <https://doi.org/10.1515/bhk-2017-0007>
- Kellis, E. (2018). Intra- and Inter-Muscular Variations in Hamstring Architecture and Mechanics and Their Implications for Injury: A Narrative Review. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 48(10), 2271–2283. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0975-4>
- Kellis, E., Galanis, N., Kapetanios, G., & Natsis, K. (2012). Architectural differences between the hamstring muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*:

- Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 22(4), 520–526. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.03.012>
- Kellis, E., Galanis, N., Natsis, K., & Kapetanios, G. (2009). Validity of architectural properties of the hamstring muscles: Correlation of ultrasound findings with cadaveric dissection. *Journal of Biomechanics*, 42(15), 2549–2554. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.07.011>
- Kellis, E., Galanis, N., Natsis, K., & Kapetanios, G. (2010). Muscle architecture variations along the human semitendinosus and biceps femoris (long head) length. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(6), 1237–1243. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.012>
- Kellis, E., & Sahinis, C. (2022). Is Muscle Architecture Different in Athletes with a Previous Hamstring Strain? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 7(1), Article 1. <https://doi.org/10.3390/jfmk7010016>
- Kenneally-Dabrowski, C., Brown, N. A. T., Warmenhoven, J., Serpell, B. G., Perriman, D., Lai, A. K. M., & Spratford, W. (2019). Late swing running mechanics influence hamstring injury susceptibility in elite rugby athletes: A prospective exploratory analysis. *Journal of Biomechanics*, 92, 112–119. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.05.037>
- Kenneally-Dabrowski, C. J. B., Brown, N. A. T., Lai, A. K. M., Perriman, D., Spratford, W., & Serpell, B. G. (2019). Late swing or early stance? A narrative review of hamstring injury mechanisms during high-speed running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 29(8), 1083–1091. <https://doi.org/10.1111/sms.13437>
- Kirkendall, D. T. (2020). Evolution of soccer as a research topic. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 63(6), 723–729. <https://doi.org/10.1016/j.pcad.2020.06.011>
- Klein, C., Luig, P., Henke, T., Bloch, H., & Platen, P. (2021). Nine typical injury patterns in German professional male football (soccer): A systematic visual video analysis of 345 match injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 55(7), 390–396. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-101344>
- Kobayashi, M., Gakuhari, H., Kanehisa, H., Aoyama, T., & Tsunoda, N. (2009). Profiles of activities of thigh muscles during sprint running in track and field athletes

- experienced hamstrings (muscle) strain injury. *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, 58(1), 81–90. <https://doi.org/10.7600/jspfsm.58.81>
- Kopydlowski, N. J., Weber, A. E., & Sekiya, J. K. (2014). Functional Anatomy of the Hamstrings and Quadriceps. In C. C. Kaeding & J. R. Borchers (Eds.), *Hamstring and Quadriceps Injuries in Athletes: A Clinical Guide* (pp. 1–14). Springer US. https://doi.org/10.1007/978-1-4899-7510-2_1
- Koulouris, G., & Connell, D. (2003). Evaluation of the hamstring muscle complex following acute injury. *Skeletal Radiology*, 32(10), 582–589. <https://doi.org/10.1007/s00256-003-0674-5>
- Kubayi, A., & Toriola, A. (2019). Trends of Goal Scoring Patterns in Soccer: A Retrospective Analysis of Five Successive FIFA World Cup Tournaments. *Journal of Human Kinetics*, 69, 231–238. <https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0015>
- Kumazaki, T., Ehara, Y., & Sakai, T. (2012). Anatomy and physiology of hamstring injury. *International Journal of Sports Medicine*, 33(12), 950–954. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1311593>
- Kyles, A., Oliver, J. L., Cahill, M. J., Lloyd, R. S., & Pedley, J. (2023). Linear and Change of Direction Repeated Sprint Ability Tests: A Systematic Review. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 37(8), 1703. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004447>
- Kyröläinen, H., Avela, J., & Komi, P. V. (2005). Changes in muscle activity with increasing running speed. *Journal of Sports Sciences*, 23(10), 1101–1109. <https://doi.org/10.1080/02640410400021575>
- Lahti, J., Huuhka, T., Romero, V., Bezodis, I., Morin, J.-B., & Häkkinen, K. (2020). Changes in sprint performance and sagittal plane kinematics after heavy resisted sprint training in professional soccer players. *PeerJ*, 8, e10507. <https://doi.org/10.7717/peerj.10507>
- Lahti, J., Mendiguchia, J., Ahtiainen, J., Anula, L., Kononen, T., Kujala, M., Matinlauri, A., Peltonen, V., Thibault, M., Toivonen, R.-M., Edouard, P., & Morin, J. B. (2020). Multifactorial individualised programme for hamstring muscle injury risk reduction in professional football: Protocol for a prospective cohort study. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 6(1), e000758. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2020-000758>

- Larruskain, J., Lekue, J. A., Martin-Garetxana, I., Barrio, I., McCall, A., & Gil, S. M. (2022). Injuries are negatively associated with player progression in an elite football academy. *Science & Medicine in Football*, 6(4), 405–414. <https://doi.org/10.1080/24733938.2021.1943756>
- Lawrence, D. W., Comper, P., & Hutchison, M. G. (2016). Influence of Extrinsic Risk Factors on National Football League Injury Rates. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 4(3), 2325967116639222. <https://doi.org/10.1177/2325967116639222>
- Lee, J. W. Y., Mok, K.-M., Chan, H. C. K., Yung, P. S. H., & Chan, K.-M. (2018). Eccentric hamstring strength deficit and poor hamstring-to-quadriceps ratio are risk factors for hamstring strain injury in football: A prospective study of 146 professional players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(8), 789–793. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.11.017>
- Lee, M. J. C., Reid, S. L., Elliott, B. C., & Lloyd, D. G. (2009). Running biomechanics and lower limb strength associated with prior hamstring injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(10), 1942–1951. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a55200>
- Leporace, G., Metsavaht, L., Gonzalez, F. F., Arcanjo de Jesus, F., Machado, M., Celina Guadagnin, E., & Gomes-Neto, M. (2023). Validity and reliability of two-dimensional video-based assessment to measure joint angles during running: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Biomechanics*, 157, 111747. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111747>
- Lexell, J. (1995). Human aging, muscle mass, and fiber type composition. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 50 Spec No, 11–16. https://doi.org/10.1093/gerona/50a.special_issue.11
- Lieber, R. L., & Friden, J. (1993). Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain. *Journal of Applied Physiology*, 74(2), 520–526. <https://doi.org/10.1152/jappl.1993.74.2.520>
- Lieberman, D. E., Warrener, A. G., Wang, J., & Castillo, E. R. (2015). Effects of stride frequency and foot position at landing on braking force, hip torque, impact peak force and the metabolic cost of running in humans. *The Journal of Experimental Biology*, 218(Pt 21), 3406–3414. <https://doi.org/10.1242/jeb.125500>
- Lievens, E., Van Vossel, K., Van de Castele, F., Wezenbeek, E., Deprez, D., Matthys, S., De Winne, B., McNally, S., De Graaf, W., Murdoch, J. B., Bourgois, J. G.,

- Witvrouw, E., & Derave, W. (2022). Muscle Fibre Typology as a Novel Risk Factor for Hamstring Strain Injuries in Professional Football (Soccer): A Prospective Cohort Study. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *52*(1), 177–185. <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01538-2>
- Little, T., & Williams, A. G. (2007). Effects of sprint duration and exercise: Rest ratio on repeated sprint performance and physiological responses in professional soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *21*(2), 646–648. <https://doi.org/10.1519/R-20125.1>
- Liu, H., Garrett, W. E., Moorman, C. T., & Yu, B. (2012). Injury rate, mechanism, and risk factors of hamstring strain injuries in sports: A review of the literature. *Journal of Sport and Health Science*, *1*(2), 92–101. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2012.07.003>
- Liu, Y., Sun, Y., Zhu, W., & Yu, J. (2017). The late swing and early stance of sprinting are most hazardous for hamstring injuries. *Journal of Sport and Health Science*, *6*(2), 133–136. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.01.011>
- López-Valenciano, A., Ruiz-Pérez, I., Garcia-Gómez, A., Vera-Garcia, F. J., De Ste Croix, M., Myer, G. D., & Ayala, F. (2020). Epidemiology of injuries in professional football: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, *54*(12), 711–718. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099577>
- Lord, C., Blazevich, A. J., Drinkwater, E. J., & Ma'ayah, F. (2019). Greater loss of horizontal force after a repeated-sprint test in footballers with a previous hamstring injury. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *22*(1), 16–21. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.06.008>
- Maas, E., De Bie, J., Vanfleteren, R., Hoogkamer, W., & Vanwanseele, B. (2018). Novice runners show greater changes in kinematics with fatigue compared with competitive runners. *Sports Biomechanics*, *17*(3), 350–360. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1347193>
- MacIntosh, B. R., Gardiner, P. F., & McComas, A. J. (2006). *Skeletal Muscle Form and Function* (2nd ed.). Human Kinetics. <https://doi.org/10.5040/9781492596912>
- Maestro, A., Del Coso, J., Aguilar-Navarro, M., Gutiérrez-Hellín, J., Morencos, E., Revuelta, G., Ruiz Casares, E., Perucho, T., & Varillas-Delgado, D. (2022). Genetic profile in genes associated with muscle injuries and injury etiology in

- professional soccer players. *Frontiers in Genetics*, 13, 1035899. <https://doi.org/10.3389/fgene.2022.1035899>
- Mair, S. D., Seaber, A. V., Glisson, R. R., & Garrett, W. E. (1996). The role of fatigue in susceptibility to acute muscle strain injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(2), 137–143. <https://doi.org/10.1177/036354659602400203>
- Makihara, Y., Nishino, A., Fukubayashi, T., & Kanamori, A. (2006). Decrease of knee flexion torque in patients with ACL reconstruction: Combined analysis of the architecture and function of the knee flexor muscles. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 14(4), 310–317. <https://doi.org/10.1007/s00167-005-0701-2>
- Malliaropoulos, N., Bikos, G., Meke, M., Vasileios, K., Valle, X., Lohrer, H., Maffulli, N., & Padhiar, N. (2018). Higher frequency of hamstring injuries in elite track and field athletes who had a previous injury to the ankle—A 17 years observational cohort study. *Journal of Foot and Ankle Research*, 11, 7. <https://doi.org/10.1186/s13047-018-0247-4>
- Malone, S., Collins, K., McRoberts, A., & Doran, D. (2021). Understanding the association between external training load measures and injury risk in Elite Gaelic football. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 61(2), 233–243. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.20.11206-4>
- Malone, S., Roe, M., Doran, D. A., Gabbett, T. J., & Collins, K. (2017). High chronic training loads and exposure to bouts of maximal velocity running reduce injury risk in elite Gaelic football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(3), 250–254. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.08.005>
- Maniar, N., Shield, A. J., Williams, M. D., Timmins, R. G., & Opar, D. A. (2016). Hamstring strength and flexibility after hamstring strain injury: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 50(15), 909–920. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095311>
- Mann, R., & Sprague, P. (1980). A kinetic analysis of the ground leg during sprint running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51(2), 334–348. <https://doi.org/10.1080/02701367.1980.10605202>
- Mann, R. V. (1981). A kinetic analysis of sprinting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 13(5), 325–328.

- Marshall, P. W. M., Lovell, R., Jeppesen, G. K., Andersen, K., & Siegler, J. C. (2014). Hamstring muscle fatigue and central motor output during a simulated soccer match. *PloS One*, *9*(7), e102753. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0102753>
- Martinez, C., Garbett, S., Hiromasa, K., Jackson, R., Miya, E., Miya, M., White, J. D., Baum, B. S., & Reinking, M. F. (2022). Comparison of 2-D and 3-D Analysis of Running Kinematics and Actual Versus Predicted Running Kinetics. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *17*(4), 566–573.
- Martins, F., França, C., Sarmiento, H., Henriques, R., Przednowek, K., Nascimento, M., Marques, A., Ihle, A., & Gouveia. (2024). Lower limbs strength variations between injured and non-injured professional soccer players. *Science Progress*, *107*(1). <https://doi.org/10.1177/00368504231216312>
- Matinlauri, A., Alcaraz, P. E., Freitas, T. T., Mendiguchia, J., Abedin-Maghanaki, A., Castillo, A., Martínez-Ruiz, E., Carlos-Vivas, J., & Cohen, D. D. (2019). A comparison of the isometric force fatigue-recovery profile in two posterior chain lower limb tests following simulated soccer competition. *PloS One*, *14*(5), e0206561. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0206561>
- McGawley, K., & Bishop, D. J. (2015). Oxygen uptake during repeated-sprint exercise. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *18*(2), 214–218. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.02.002>
- McMahon, T. A., Valiant, G., & Frederick, E. C. (1987). Groucho running. *Journal of Applied Physiology*, *62*(6), 2326–2337. <https://doi.org/10.1152/jappl.1987.62.6.2326>
- Mendez-Villanueva, A., Buchheit, M., Simpson, B., Peltola, E., & Bourdon, P. (2011). Does on-field sprinting performance in young soccer players depend on how fast they can run or how fast they do run? *Journal of Strength and Conditioning Research*, *25*(9), 2634–2638. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318201c281>
- Mendez-Villanueva, A., Hamer, P., & Bishop, D. (2007). Physical fitness and performance. Fatigue responses during repeated sprints matched for initial mechanical output. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *39*(12), 2219–2225. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31815669dc>
- Mendez-Villanueva, A., Hamer, P., & Bishop, D. (2008). Fatigue in repeated-sprint exercise is related to muscle power factors and reduced neuromuscular activity. *European Journal of Applied Physiology*, *103*(4), 411–419. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0723-9>

- Mendiguchia, J., Alentorn-Geli, E., & Brughelli, M. (2012). Hamstring strain injuries: Are we heading in the right direction? *British Journal of Sports Medicine*, 46(2), 81–85. <https://doi.org/10.1136/bjism.2010.081695>
- Mendiguchia, J., Castaño-Zambudio, A., Jiménez-Reyes, P., Morin, J.-B., Edouard, P., Conceição, F., Tawiah-Dodoo, J., & Colyer, S. L. (2022). Can We Modify Maximal Speed Running Posture? Implications for Performance and Hamstring Injury Management. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 17(3), 374–383. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2021-0107>
- Mendiguchia, J., Garrues, M. A., Schilders, E., Myer, G. D., & Dalmau-Pastor, M. (2024). Anterior pelvic tilt increases hamstring strain and is a key factor to target for injury prevention and rehabilitation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 32(3), 573–582. <https://doi.org/10.1002/ksa.12045>
- Mendiguchia, J., Gonzalez De la Flor, A., Mendez-Villanueva, A., Morin, J.-B., Edouard, P., & Garrues, M. A. (2021). Training-induced changes in anterior pelvic tilt: Potential implications for hamstring strain injuries management. *Journal of Sports Sciences*, 39(7), 760–767. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1845439>
- Mendiguchia, J., Martínez-Ruiz, E., Edouard, P., Morin, J.-B., Martínez-Martínez, F., Idoate, F., & Mendez-Villanueva, A. (2017). A Multifactorial, Criteria-based Progressive Algorithm for Hamstring Injury Treatment. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 49(7), 1482–1492. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001241>
- Mendiguchia, J., Samozino, P., Martínez-Ruiz, E., Brughelli, M., Schmikli, S., Morin, J.-B., & Mendez-Villanueva, A. (2014). Progression of mechanical properties during on-field sprint running after returning to sports from a hamstring muscle injury in soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 35(8), 690–695. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1363192>
- Menéndez, C., Batalla, L., Prieto, A., Rodríguez, M. Á., Crespo, I., & Olmedillas, H. (2020). Medial Tibial Stress Syndrome in Novice and Recreational Runners: A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(20), 7457. <https://doi.org/10.3390/ijerph17207457>

- Metzger, J. M., & Moss, R. L. (1990). Effects of tension and stiffness due to reduced pH in mammalian fast- and slow-twitch skinned skeletal muscle fibres. *The Journal of Physiology*, *428*, 737–750.
- Michailidis, Y., Moutsanos, N., & Metaxas, T. (2022). The effects of a repeated sprint ability program on youth soccer players' physical performance. *Trends in Sport Sciences*, *29*(2).
- Modric, T., Versic, S., Alexe, D. I., Gilic, B., Mihai, I., Drid, P., Radulovic, N., Saavedra, J. M., & Menjibar, R. B. (2022). Decline in Running Performance in Highest-Level Soccer: Analysis of the UEFA Champions League Matches. *Biology*, *11*(10), 1441. <https://doi.org/10.3390/biology11101441>
- Mohr, M., Krstrup, P., & Bangsbo, J. (2003). Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue. *Journal of Sports Sciences*, *21*(7), 519–528. <https://doi.org/10.1080/0264041031000071182>
- Mohr, M., Krstrup, P., Nielsen, J. J., Nybo, L., Rasmussen, M. K., Juel, C., & Bangsbo, J. (2007). Effect of two different intense training regimens on skeletal muscle ion transport proteins and fatigue development. *American Journal of Physiology. Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, *292*(4), R1594-1602. <https://doi.org/10.1152/ajpregu.00251.2006>
- Morcillo, J. A., Jiménez-Reyes, P., Cuadrado-Peñafiel, V., Lozano, E., Ortega-Becerra, M., & Párraga, J. (2015). Relationships between repeated sprint ability, mechanical parameters, and blood metabolites in professional soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *29*(6), 1673–1682. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000782>
- Moreno-Perez, V., Paredes, V., Pastor, D., Garrosa, F. N., Vielcazat, S. J., Del Coso, J., & Mendez-Villanueva, A. (2021). Under-exposure to official matches is associated with muscle injury incidence in professional footballers. *Biology of Sport*, *38*(4), 563–571. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2021.100360>
- Moreno-Perez, V., Sotos-Martínez, V., Lopez-Valenciano, A., Lopez Del-Campo, R., Resta, R., & Coso, J. D. (2024). Hamstring muscle injury is preceded by a short period of higher running demands in professional football players. *Biology of Sport*, *41*(1), 227–233. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2024.127387>
- Morin, J.-B., Bourdin, M., Edouard, P., Peyrot, N., Samozino, P., & Lacour, J.-R. (2012). Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. *European*

- Journal of Applied Physiology*, 112(11), 3921–3930.
<https://doi.org/10.1007/s00421-012-2379-8>
- Morin, J.-B., Capelo-Ramirez, F., Rodriguez-Pérez, M. A., Cross, M. R., & Jimenez-Reyes, P. (2020). Individual Adaptation Kinetics Following Heavy Resisted Sprint Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003546>
- Morin, J.-B., Dupuy, J., & Samozino, P. (2011). Performance and fatigue during repeated sprints: What is the appropriate sprint dose? *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(7), 1918–1924.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e075a3>
- Morin, J.-B., Gimenez, P., Edouard, P., Arnal, P., Jiménez-Reyes, P., Samozino, P., Brughelli, M., & Mendiguchia, J. (2015). Sprint Acceleration Mechanics: The Major Role of Hamstrings in Horizontal Force Production. *Frontiers in Physiology*, 6, 404. <https://doi.org/10.3389/fphys.2015.00404>
- Morin, J.-B., Jeannin, T., Chevallier, B., & Belli, A. (2006). Spring-mass model characteristics during sprint running: Correlation with performance and fatigue-induced changes. *International Journal of Sports Medicine*, 27(2), 158–165.
<https://doi.org/10.1055/s-2005-837569>
- Morin, J.-B., & Samozino, P. (2016). Interpreting Power-Force-Velocity Profiles for Individualized and Specific Training. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(2), 267–272. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0638>
- Morin, J.-B., Samozino, P., Edouard, P., & Tomazin, K. (2011). Effect of fatigue on force production and force application technique during repeated sprints. *Journal of Biomechanics*, 44(15), 2719–2723.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.07.020>
- Mueller-Wohlfahrt, H.-W., Haensel, L., Mithoefer, K., Ekstrand, J., English, B., McNally, S., Orchard, J., Dijk, C. N. van, Kerkhoffs, G. M., Schamasch, P., Blotner, D., Swaerd, L., Goedhart, E., & Uebliacker, P. (2013). Terminology and classification of muscle injuries in sport: The Munich consensus statement. *British Journal of Sports Medicine*, 47(6), 342–350. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091448>
- Nagahara, R., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2020). Ground reaction force across the transition during sprint acceleration. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30(3), 450–461. <https://doi.org/10.1111/sms.13596>

- Nagahara, R., Mizutani, M., Matsuo, A., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2017). Association of Step Width with Accelerated Sprinting Performance and Ground Reaction Force. *International Journal of Sports Medicine*, 38(7), 534–540. <https://doi.org/10.1055/s-0043-106191>
- Nagano, Y., Higashihara, A., Takahashi, K., & Fukubayashi, T. (2014). Mechanics of the muscles crossing the hip joint during sprint running. *Journal of Sports Sciences*, 32(18), 1722–1728. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.915423>
- Nakamura, M., Hasegawa, S., Umegaki, H., Nishishita, S., Kobayashi, T., Fujita, K., Tanaka, H., Ibuki, S., & Ichihashi, N. (2016). The difference in passive tension applied to the muscles composing the hamstrings—Comparison among muscles using ultrasound shear wave elastography. *Manual Therapy*, 24, 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.math.2016.03.012>
- Napier, C., MacLean, C. L., Maurer, J., Taunton, J. E., & Hunt, M. A. (2019). Kinematic Correlates of Kinetic Outcomes Associated With Running-Related Injury. *Journal of Applied Biomechanics*, 35(2), 123–130. <https://doi.org/10.1123/jab.2018-0203>
- Nebil, G., Zouhair, F., Hatem, B., Hamza, M., Zouhair, T., Roy, S., & Ezdine, B. (2014). Effect of optimal cycling repeated-sprint combined with classical training on peak leg power in female soccer players. *Isokinetics and Exercise Science*, 22(1), 69–76. <https://doi.org/10.3233/IES-130515>
- Nedrehagen, E. S., & Saeterbakken, A. H. (2015). The Effects of in-Season Repeated Sprint Training Compared to Regular Soccer Training. *Journal of Human Kinetics*, 49, 237–244. <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0126>
- Negra, Y., Sammoud, S., Ramirez-Campillo, R., Bouguezzi, R., Moran, J., & Chaabene, H. (2023). The effects of repeated sprint training with versus without change of direction on measures of physical fitness in youth male soccer players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 63(1), 8–15. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.22.13521-8>
- Nicola, T. L., & Jewison, D. J. (2012). The anatomy and biomechanics of running. *Clinics in Sports Medicine*, 31(2), 187–201. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2011.10.001>
- Nielsen, A. B., & Yde, J. (1989). Epidemiology and traumatology of injuries in soccer. *The American Journal of Sports Medicine*, 17(6), 803–807. <https://doi.org/10.1177/036354658901700614>

- Nobari, H., Mainer-Pardos, E., Denche Zamorano, A., Bowman, T. G., Clemente, F. M., & Pérez-Gómez, J. (2021). Sprint Variables Are Associated with the Odds Ratios of Non-Contact Injuries in Professional Soccer Players. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(19), 10417. <https://doi.org/10.3390/ijerph181910417>
- Notes and News: Miscellaneous Items.-Dogs as Collectors.-Guessing Competitions.-Hospital Fêtes and Demonstrations.-Horncastle and the Lincoln County Hospital.-The Brighton Dental Hospital.- Vacancies.-Volunteer Collectors.-The Folkestone Hospital Dispute.-The Royal Cornwall Infirmary.- The Pudsey Football Club.-The Workmen's Industrial Exhibition.-The Glasgow Medical Charities, etc., etc. (1887). *The Hospital*, 2(51), 414–416.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77–95. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00038-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00038-6)
- Nurse, C. A., Lewis, C. L., & Shefelbine, S. J. (2023). Frontal plane pelvic kinematics during high velocity running: Association with hamstring injury history. *Physical Therapy in Sport*, 64, 133–139. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2023.10.002>
- Nyberg, M., Fiorenza, M., Lund, A., Christensen, M., Rømer, T., Piil, P., Hostrup, M., Christensen, P. M., Holbek, S., Ravnholt, T., Gunnarsson, T. P., & Bangsbo, J. (2016). Adaptations to Speed Endurance Training in Highly Trained Soccer Players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(7), 1355–1364. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000900>
- O'Brien, J., Finch, C. F., Pruna, R., & McCall, A. (2019). A new model for injury prevention in team sports: The Team-sport Injury Prevention (TIP) cycle. *Science and Medicine in Football*, 3(1), 77–80. <https://doi.org/10.1080/24733938.2018.1512752>
- O'donoghue, D. H. (1958). Treatment of injuries to athletes. *Northwest Medicine*, 57(11), 1433–1438.
- Oliva-Lozano, J. M., Fortes, V., & Muyor, J. M. (2021). The first, second, and third most demanding passages of play in professional soccer: A longitudinal study. *Biology of Sport*, 38(2), 165–174. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2020.97674>
- Oliva-Lozano, J. M., Fortes, V., & Muyor, J. M. (2023). When and how do elite soccer players sprint in match play? A longitudinal study in a professional soccer league. *Research in Sports Medicine (Print)*, 31(1), 1–12. <https://doi.org/10.1080/15438627.2021.1929224>

- Oliva-Lozano, J. M., Rojas-Valverde, D., Gómez-Carmona, C. D., Fortes, V., & Pino-Ortega, J. (2020). Worst case scenario match analysis and contextual variables in professional soccer players: A longitudinal study. *Biology of Sport*, 37(4), 429–436. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2020.97067>
- Ono, T., Higashihara, A., Shinohara, J., Hirose, N., & Fukubayashi, T. (2015). Estimation of tensile force in the hamstring muscles during overground sprinting. *International Journal of Sports Medicine*, 36(2), 163–168. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1385865>
- Orchard, J. W. (2012). Hamstrings are most susceptible to injury during the early stance phase of sprinting. *British Journal of Sports Medicine*, 46(2), 88–89. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090127>
- Pandy, M. G., Lai, A. K. M., Schache, A. G., & Lin, Y.-C. (2021). How muscles maximize performance in accelerated sprinting. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 31(10), 1882–1896. <https://doi.org/10.1111/sms.14021>
- Peetrons, P. (2002). Ultrasound of muscles. *European Radiology*, 12(1), 35–43. <https://doi.org/10.1007/s00330-001-1164-6>
- Perrey, S., Racinais, S., Saimouaa, K., & Girard, O. (2010). Neural and muscular adjustments following repeated running sprints. *European Journal of Applied Physiology*, 109(6), 1027–1036. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1445-3>
- Pfirrmann, D., Herbst, M., Ingelfinger, P., Simon, P., & Tug, S. (2016). Analysis of Injury Incidences in Male Professional Adult and Elite Youth Soccer Players: A Systematic Review. *Journal of Athletic Training*, 51(5), 410–424. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.6.03>
- Pimenta, R., Blazevich, A. J., & Freitas, S. R. (2018). Biceps Femoris Long-Head Architecture Assessed Using Different Sonographic Techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 50(12), 2584–2594. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001731>
- Pimenta, R., Lopes, T., Correia, J. P., & Veloso, A. P. (2023). Effects of repeated sprinting on hamstring shear modulus pattern and knee flexor neuromuscular parameters. *Scientific Reports*, 13(1), Article 1. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-38861-9>
- Pinniger, G. J., Steele, J. R., & Groeller, H. (2000). Does fatigue induced by repeated dynamic efforts affect hamstring muscle function? *Medicine and Science in*

- Sports and Exercise*, 32(3), 647–653. <https://doi.org/10.1097/00005768-200003000-00015>
- Pipkin, A., Kotecki, K., Hetzel, S., & Heiderscheit, B. (2016). Reliability of a Qualitative Video Analysis for Running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 46(7), 556–561. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6280>
- Pizzari, T., Green, B., & van Dyk, N. (2020). Extrinsic and Intrinsic Risk Factors Associated with Hamstring Injury. In K. Thorborg, D. Opar, & A. Shield (Eds.), *Prevention and Rehabilitation of Hamstring Injuries* (pp. 83–115). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-31638-9_4
- Pollock, N., James, S. L. J., Lee, J. C., & Chakraverty, R. (2014). British athletics muscle injury classification: A new grading system. *British Journal of Sports Medicine*, 48(18), 1347–1351. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093302>
- Portillo, J., Abián, P., Calvo, B., Paredes, V., & Abián-Vicén, J. (2020). Effects of muscular injuries on the technical and physical performance of professional soccer players. *The Physician and Sportsmedicine*, 48(4), 437–441. <https://doi.org/10.1080/00913847.2020.1744485>
- Pruna, R., Artells, R., Lundblad, M., & Maffulli, N. (2017). Genetic biomarkers in non-contact muscle injuries in elite soccer players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 25(10), 3311–3318. <https://doi.org/10.1007/s00167-016-4081-6>
- Rab, M., Mader, N., Kamolz, L. P., Hausner, T., Gruber, H., & Girsch, W. (1997). Basic anatomical investigation of semitendinosus and the long head of biceps femoris muscle for their possible use in electrically stimulated neosphincter formation. *Surgical and Radiologic Anatomy: SRA*, 19(5), 287–291. <https://doi.org/10.1007/BF01637592>
- Rampinini, E., Bishop, D., Marcora, S. M., Ferrari Bravo, D., Sassi, R., & Impellizzeri, F. M. (2007). Validity of simple field tests as indicators of match-related physical performance in top-level professional soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 28(3), 228–235. <https://doi.org/10.1055/s-2006-924340>
- Rampinini, E., Coutts, A. J., Castagna, C., Sassi, R., & Impellizzeri, F. M. (2007). Variation in top level soccer match performance. *International Journal of Sports Medicine*, 28(12), 1018–1024. <https://doi.org/10.1055/s-2007-965158>
- Rasch, P., & Burke, R. (1978). *Kinesiology and Applied Anatomy*. Philadelphia: Lea and Febiger.

- Raya-González, J., Pulido, J. J., Beato, M., Ponce-Bordón, J. C., López Del Campo, R., Resta, R., & García-Calvo, T. (2022). Analysis of the Effect of Injuries on Match Performance Variables in Professional Soccer Players: A Retrospective, Experimental Longitudinal Design. *Sports Medicine - Open*, 8(1), 31. <https://doi.org/10.1186/s40798-022-00427-w>
- Raya-González, J., Suárez-Arrones, L., Navandar, A., Balsalobre-Fernández, C., & Sáez de Villarreal, E. (2020). Injury Profile of Elite Male Young Soccer Players in a Spanish Professional Soccer Club: A Prospective Study During 4 Consecutive Seasons. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(6), 801–807. <https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0113>
- Read, P. J., Oliver, J. L., De Ste Croix, M. B. A., Myer, G. D., & Lloyd, R. S. (2018). An audit of injuries in six english professional soccer academies. *Journal of Sports Sciences*, 36(13), 1542–1548. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1402535>
- Reilly, T., & Thomas, T. (1976). A motion analysis of work-rate in different positional roles in professional football match-play. *Journal of Human Movement Studies*, 87–97.
- Rey, E., Carrera, S., Padrón-Cabo, A., & Costa, P. B. (2024). Effectiveness of short vs. Long-distance sprint training on sprinting and agility performance in young soccer players. *Biology of Sport*, 41(1), 87–93. <https://doi.org/10.5114/biol sport.2024.127384>
- Rey, E., Padrón-Cabo, A., Costa, P. B., & Lago-Fuentes, C. (2019). Effects of different repeated sprint-training frequencies in youth soccer players. *Biology of Sport*, 36(3), 257–264. <https://doi.org/10.5114/biol sport.2019.87047>
- Ribeiro-Alvares, J. B., Dornelles, M. P., Fritsch, C. G., de Lima-E-Silva, F. X., Medeiros, T. M., Severo-Silveira, L., Marques, V. B., & Baroni, B. M. (2020). Prevalence of Hamstring Strain Injury Risk Factors in Professional and Under-20 Male Football (Soccer) Players. *Journal of Sport Rehabilitation*, 29(3), 339–345. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0084>
- Rico-González, M., Oliveira, R., Palucci Vieira, L. H., Pino-Ortega, J., & Clemente, F. M. (2022). Players' performance during worst-case scenarios in professional soccer matches: A systematic review. *Biology of Sport*, 39(3), 695–713. <https://doi.org/10.5114/biol sport.2022.107022>

- Riley, P. O., Franz, J., Dicharry, J., & Kerrigan, D. C. (2010). Changes in hip joint muscle-tendon lengths with mode of locomotion. *Gait & Posture*, *31*(2), 279–283. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.005>
- Roberts, C., Lawrence, S. R., Dawson, B., & Ackland, T. (1992). Repeated effort testing: The phosphate recovery test-re-visited. *Physical Education Digest*, *8*(3), 24–26.
- Rodgers, C. D., & Raja, A. (2023). Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Hamstring Muscle. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK546688/>
- Rogers, T., Gill, N., & Beaven, C. M. (2024). A comparison of three different work to rest periods during intermittent sprint training on maintaining sprint effort performance. *Journal of Exercise Science and Fitness*, *22*(2), 97–102. <https://doi.org/10.1016/j.jesf.2023.12.004>
- Roos, M. R., Rice, C. L., & Vandervoort, A. A. (1997). Age-related changes in motor unit function. *Muscle & Nerve*, *20*(6), 679–690. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4598\(199706\)20:6<679::aid-mus4>3.0.co;2-5](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4598(199706)20:6<679::aid-mus4>3.0.co;2-5)
- Ross, A., Leveritt, M., & Riek, S. (2001). Neural influences on sprint running: Training adaptations and acute responses. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *31*(6), 409–425. <https://doi.org/10.2165/00007256-200131060-00002>
- Ruff, R. L., Simoncini, L., & Stühmer, W. (1988). Slow sodium channel inactivation in mammalian muscle: A possible role in regulating excitability. *Muscle & Nerve*, *11*(5), 502–510. <https://doi.org/10.1002/mus.880110514>
- Russell, M., King, A., Bracken, R. M., Cook, C. J., Giroud, T., & Kilduff, L. P. (2016). A Comparison of Different Modes of Morning Priming Exercise on Afternoon Performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *11*(6), 763–767. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0508>
- Sado, N., Yoshioka, S., & Fukashiro, S. (2017). The three-dimensional kinetic behaviour of the pelvic rotation in maximal sprint running. *Sports Biomechanics*, *16*(2), 258–271. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1231837>
- Safran, M. R., Garrett, W. E., Seaber, A. V., Glisson, R. R., & Ribbeck, B. M. (1988). The role of warmup in muscular injury prevention. *The American Journal of Sports Medicine*, *16*(2), 123–129. <https://doi.org/10.1177/036354658801600206>

- Sahlin, K. (1992). Metabolic factors in fatigue. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 13(2), 99–107. <https://doi.org/10.2165/00007256-199213020-00005>
- Sahlin, K., Gorski, J., & Edström, L. (1990). Influence of ATP turnover and metabolite changes on IMP formation and glycolysis in rat skeletal muscle. *The American Journal of Physiology*, 259(3 Pt 1), C409-412. <https://doi.org/10.1152/ajpcell.1990.259.3.C409>
- Samozino, P., Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Peyrot, N., Villarreal, E. S. de, & Morin, J.-B. (2016). A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(6), 648–658. <https://doi.org/10.1111/sms.12490>
- Sánchez-Medina, L., & González-Badillo, J. J. (2011). Velocity loss as an indicator of neuromuscular fatigue during resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(9), 1725–1734. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318213f880>
- Sanchez-Sanchez, J., Ramirez-Campillo, R., Petisco, C., Gonzalo-Skok, O., Rodriguez-Fernandez, A., Miñano, J., & Nakamura, F. Y. (2019). Effects of Repeated Sprints With Changes of Direction on Youth Soccer Player's Performance: Impact of Initial Fitness Level. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(10), 2753–2759. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002232>
- Sanfilippo, J. L., Silder, A., Sherry, M. A., Tuite, M. J., & Heiderscheit, B. C. (2013). Hamstring strength and morphology progression after return to sport from injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(3), 448–454. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182776eff>
- Saraslanidis, P., Petridou, A., Bogdanis, G. C., Galanis, N., Tsalis, G., Kellis, S., & Mougios, V. (2011). Muscle metabolism and performance improvement after two training programmes of sprint running differing in rest interval duration. *Journal of Sports Sciences*, 29(11), 1167–1174. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.583672>
- Schache, A. G., Blanch, P. D., Dorn, T. W., Brown, N. A. T., Rosemond, D., & Pandy, M. G. (2011). Effect of running speed on lower limb joint kinetics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(7), 1260–1271. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182084929>

- Schache, A. G., Dorn, T. W., Blanch, P. D., Brown, N. A. T., & Pandy, M. G. (2012). Mechanics of the human hamstring muscles during sprinting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(4), 647–658. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318236a3d2>
- Schache, A. G., Dorn, T. W., Wrigley, T. V., Brown, N. A. T., & Pandy, M. G. (2013). Stretch and activation of the human biarticular hamstrings across a range of running speeds. *European Journal of Applied Physiology*, 113(11), 2813–2828. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2713-9>
- Schache, A. G., Kim, H.-J., Morgan, D. L., & Pandy, M. G. (2010). Hamstring muscle forces prior to and immediately following an acute sprinting-related muscle strain injury. *Gait & Posture*, 32(1), 136–140. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.03.006>
- Schache, A. G., Wrigley, T. V., Baker, R., & Pandy, M. G. (2009). Biomechanical response to hamstring muscle strain injury. *Gait & Posture*, 29(2), 332–338. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.054>
- Schimpchen, J., Gopaladesikan, S., & Meyer, T. (2021). The intermittent nature of player physical output in professional football matches: An analysis of sequences of peak intensity and associated fatigue responses. *European Journal of Sport Science*, 21(6), 793–802. <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1776400>
- Schuermans, J., Danneels, L., Van Tiggelen, D., Palmans, T., & Witvrouw, E. (2017). Proximal Neuromuscular Control Protects Against Hamstring Injuries in Male Soccer Players: A Prospective Study With Electromyography Time-Series Analysis During Maximal Sprinting. *The American Journal of Sports Medicine*, 45(6), 1315–1325. <https://doi.org/10.1177/0363546516687750>
- Schuermans, J., Van Tiggelen, D., Danneels, L., & Witvrouw, E. (2014). Biceps femoris and semitendinosus--teammates or competitors? New insights into hamstring injury mechanisms in male football players: a muscle functional MRI study. *British Journal of Sports Medicine*, 48(22), 1599–1606. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094017>
- Schuermans, J., Van Tiggelen, D., Danneels, L., & Witvrouw, E. (2016). Susceptibility to Hamstring Injuries in Soccer: A Prospective Study Using Muscle Functional Magnetic Resonance Imaging. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(5), 1276–1285. <https://doi.org/10.1177/0363546515626538>

- Schuermans, J., Van Tiggelen, D., Palmans, T., Danneels, L., & Witvrouw, E. (2017). Deviating running kinematics and hamstring injury susceptibility in male soccer players: Cause or consequence? *Gait & Posture*, *57*, 270–277. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.268>
- Schuermans, J., Van Tiggelen, D., & Witvrouw, E. (2017). Prone Hip Extension Muscle Recruitment is Associated with Hamstring Injury Risk in Amateur Soccer. *International Journal of Sports Medicine*, *38*(9), 696–706. <https://doi.org/10.1055/s-0043-103016>
- Schuster, J., Howells, D., Robineau, J., Couderc, A., Natera, A., Lumley, N., Gabbett, T. J., & Winkelman, N. (2018). Physical-Preparation Recommendations for Elite Rugby Sevens Performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *13*(3), 255–267. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0728>
- Selmi, W., Rebai, H., Chtara, M., Naceur, A., & Sahli, S. (2018). Self-confidence and affect responses to short-term sprint interval training. *Physiology & Behavior*, *188*, 42–47. <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2018.01.016>
- Serpiello, F. R., McKenna, M. J., Stepto, N. K., Bishop, D. J., & Aughey, R. J. (2011). Performance and physiological responses to repeated-sprint exercise: A novel multiple-set approach. *European Journal of Applied Physiology*, *111*(4), 669–678. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1687-0>
- Silder, A., Heiderscheit, B. C., Thelen, D. G., Enright, T., & Tuite, M. J. (2008). MR observations of long-term musculotendon remodeling following a hamstring strain injury. *Skeletal Radiology*, *37*(12), 1101–1109. <https://doi.org/10.1007/s00256-008-0546-0>
- Silder, A., Thelen, D. G., & Heiderscheit, B. C. (2010). Effects of prior hamstring strain injury on strength, flexibility, and running mechanics. *Clinical Biomechanics*, *25*(7), 681–686. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.04.015>
- Silva, A., Narciso, F. V., Soalheiro, I., Viegas, F., Freitas, L. S. N., Lima, A., Leite, B. A., Aleixo, H. C., Duffield, R., & de Mello, M. T. (2020). Poor Sleep Quality's Association With Soccer Injuries: Preliminary Data. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *15*(5), 671–676. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2019-0185>
- Sloth, M., Sloth, D., Overgaard, K., & Dalgas, U. (2013). Effects of sprint interval training on VO2max and aerobic exercise performance: A systematic review and

- meta-analysis. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(6), e341-352. <https://doi.org/10.1111/sms.12092>
- Small, K., McNaughton, L., Greig, M., & Lovell, R. (2010). The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 120–125. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.08.005>
- Small, K., McNaughton, L. R., Greig, M., Lohkamp, M., & Lovell, R. (2009). Soccer fatigue, sprinting and hamstring injury risk. *International Journal of Sports Medicine*, 30(8), 573–578. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1202822>
- Soares-Caldeira, L. F., de Souza, E. A., de Freitas, V. H., de Moraes, S. M. F., Leicht, A. S., & Nakamura, F. Y. (2014). Effects of additional repeated sprint training during preseason on performance, heart rate variability, and stress symptoms in futsal players: A randomized controlled trial. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(10), 2815–2826. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000461>
- Solleveld, H., Goedhart, A., & Vanden Bossche, L. (2015). Associations between poor oral health and reinjuries in male elite soccer players: A cross-sectional self-report study. *BMC Sports Science, Medicine & Rehabilitation*, 7, 11. <https://doi.org/10.1186/s13102-015-0004-y>
- Souza, R. B. (2016). An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 27(1), 217–236. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.08.006>
- Spencer, M., Bishop, D., Dawson, B., & Goodman, C. (2005). Physiological and metabolic responses of repeated-sprint activities: specific to field-based team sports. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 35(12), 1025–1044. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535120-00003>
- Spencer, M., Bishop, D., Dawson, B., Goodman, C., & Duffield, R. (2006). Metabolism and Performance in Repeated Cycle Sprints: Active versus Passive Recovery. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(8), 1492. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000228944.62776.a7>
- Spencer, M., Dawson, B., Goodman, C., Dascombe, B., & Bishop, D. (2008). Performance and metabolism in repeated sprint exercise: Effect of recovery intensity. *European Journal of Applied Physiology*, 103(5), 545–552. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0749-z>

- Sprague, P., & Mann, R. V. (1983). The Effects of Muscular Fatigue on the Kinetics of Sprint Running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *54*(1), 60–66. <https://doi.org/10.1080/02701367.1983.10605273>
- Spriet, L. L., Lindinger, M. I., McKelvie, R. S., Heigenhauser, G. J., & Jones, N. L. (1989). Muscle glycogenolysis and H⁺ concentration during maximal intermittent cycling. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *66*(1), 8–13. <https://doi.org/10.1152/jappl.1989.66.1.8>
- Stanton, P., & Purdham, C. (1989). Hamstring injuries in sprinting—The role of eccentric exercise. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *10*(9), 343–349. <https://doi.org/10.2519/jospt.1989.10.9.343>
- Starbuck, C., & Eston, R. G. (2012). Exercise-induced muscle damage and the repeated bout effect: Evidence for cross transfer. *European Journal of Applied Physiology*, *112*(3), 1005–1013. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2053-6>
- Stępień, K., Śmigielski, R., Mouton, C., Cizek, B., Engelhardt, M., & Seil, R. (2019). Anatomy of proximal attachment, course, and innervation of hamstring muscles: A pictorial essay. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, *27*(3). <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5265-z>
- Storey, R. N., Meikle, G. R., Stringer, M. D., & Woodley, S. J. (2016). Proximal hamstring morphology and morphometry in men: An anatomic and MRI investigation. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *26*(12), 1480–1489. <https://doi.org/10.1111/sms.12625>
- Stubbe, J. H., van Beijsterveldt, A.-M. M. C., van der Knaap, S., Stege, J., Verhagen, E. A., van Mechelen, W., & Backx, F. J. G. (2015). Injuries in professional male soccer players in the Netherlands: A prospective cohort study. *Journal of Athletic Training*, *50*(2), 211–216. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.64>
- Suarez-Arrones, L., Nakamura, F. Y., Maldonado, R. A., Torreno, N., Di Salvo, V., & Mendez-Villanueva, A. (2021). Applying a holistic hamstring injury prevention approach in elite football: 12 seasons, single club study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *31*(4), 861–874. <https://doi.org/10.1111/sms.13913>
- Suarez-Arrones, L., Tous-Fajardo, J., Núñez, J., Gonzalo-Skok, O., Gálvez, J., & Mendez-Villanueva, A. (2014). Concurrent repeated-sprint and resistance training with superimposed vibrations in rugby players. *International Journal of*

- Sports Physiology and Performance*, 9(4), 667–673.
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0238>
- Sugimoto, D., Kelly, B. D., Mandel, D. L., d'Hemecourt, D. A., Carpenito, S. C., d'Hemecourt, C. A., & d'Hemecourt, P. A. (2019). Running Propensities of Athletes with Hamstring Injuries. *Sports*, 7(9), 210.
<https://doi.org/10.3390/sports7090210>
- Sun, Y., Wei, S., Zhong, Y., Fu, W., Li, L., & Liu, Y. (2015). How joint torques affect hamstring injury risk in sprinting swing-stance transition. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(2), 373–380.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000404>
- Svensson, K., Alricsson, M., Olausson, M., & Werner, S. (2018). Physical performance tests—A relationship of risk factors for muscle injuries in elite level male football players. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 14(2), 282–288.
<https://doi.org/10.12965/jer.1836028.014>
- Takahashi, H., Tajima, G., Kikuchi, S., Yan, J., Kamei, Y., Maruyama, M., Sugawara, A., Saigo, T., & Doita, M. (2017). Morphology of the fibular insertion of the posterolateral corner and biceps femoris tendon. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 25(1), 184–191.
<https://doi.org/10.1007/s00167-016-4304-x>
- Takebayashi, S., Takasawa, H., Banzai, Y., Miki, H., Sasaki, R., Itoh, Y., & Matsubara, S. (1995). Sonographic findings in muscle strain injury: Clinical and MR imaging correlation. *Journal of Ultrasound in Medicine: Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 14(12), 899–905.
<https://doi.org/10.7863/jum.1995.14.12.899>
- Tashman, S., Collon, D., Anderson, K., Kolowich, P., & Anderst, W. (2004). Abnormal Rotational Knee Motion during Running after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 975–983.
<https://doi.org/10.1177/0363546503261709>
- Tate, C. M., Williams, G. N., Barrance, P. J., & Buchanan, T. S. (2006). Lower extremity muscle morphology in young athletes: An MRI-based analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(1), 122–128.
<https://doi.org/10.1249/01.mss.0000179400.67734.01>

- Taylor, D. J., Bore, P. J., Styles, P., Gadian, D. G., & Radda, G. K. (1983). Bioenergetics of intact human muscle. A ^{31}P nuclear magnetic resonance study. *Molecular Biology & Medicine*, *1*(1), 77–94.
- Taylor, J. M., Macpherson, T. W., McLaren, S. J., Spears, I., & Weston, M. (2016). Two Weeks of Repeated-Sprint Training in Soccer: To Turn or Not to Turn? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *11*(8), 998–1004. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0608>
- Taylor, J., Macpherson, T., Spears, I., & Weston, M. (2015). The effects of repeated-sprint training on field-based fitness measures: A meta-analysis of controlled and non-controlled trials. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *45*(6), 881–891. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0324-9>
- Taylor, L., & Jakeman, J. R. (2022). The Impact of a Repeated Sprint Training Program on Performance Measures in Male Field Hockey Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *36*(7), 1984–1988. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000004000>
- Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Best, T. M., Swanson, S. C., & Heiderscheit, B. C. (2005). Simulation of Biceps Femoris Musculotendon Mechanics during the Swing Phase of Sprinting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *37*(11), 1931. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000176674.42929.de>
- Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Hoerth, D. M., Best, T. M., Swanson, S. C., Li, L., Young, M., & Heiderscheit, B. C. (2005). Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *37*(1), 108–114. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000150078.79120.c8>
- Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Sherry, M. A., & Heiderscheit, B. C. (2006). Neuromusculoskeletal models provide insights into the mechanisms and rehabilitation of hamstring strains. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *34*(3), 135–141. <https://doi.org/10.1249/00003677-200607000-00008>
- Thomas, C., Perrey, S., Lambert, K., Hugon, G., Mornet, D., & Mercier, J. (2005). Monocarboxylate transporters, blood lactate removal after supramaximal exercise, and fatigue indexes in humans. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *98*(3), 804–809. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01057.2004>
- Thurlow, F., Huynh, M., Townshend, A., McLaren, S. J., James, L. P., Taylor, J. M., Weston, M., & Weakley, J. (2023). The Effects of Repeated-Sprint Training on

- Physical Fitness and Physiological Adaptation in Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*.
<https://doi.org/10.1007/s40279-023-01959-1>
- Timmins, R. G., Bourne, M. N., Shield, A. J., Williams, M. D., Lorenzen, C., & Opar, D. A. (2016). Short biceps femoris fascicles and eccentric knee flexor weakness increase the risk of hamstring injury in elite football (soccer): A prospective cohort study. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(24), 1524–1535.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095362>
- Timmins, R. G., Shield, A. J., Williams, M. D., Lorenzen, C., & Opar, D. A. (2016). Architectural adaptations of muscle to training and injury: A narrative review outlining the contributions by fascicle length, pennation angle and muscle thickness. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(23), 1467–1472.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094881>
- Timmins, R., Woodley, S., Shield, A., & Opar, D. (2020). Anatomy of the Hamstrings. In K. Thorborg, D. Opar, & A. Shield (Eds.), *Prevention and Rehabilitation of Hamstring Injuries* (pp. 1–30). Springer International Publishing.
https://doi.org/10.1007/978-3-030-31638-9_1
- Tupa, V., Gusenov, F., & Mironenko, I. (1995). Fatigue influenced changes to sprinting technique. *Modern Athlete and Coach*, *33*(3), 7–10.
- Valle, X., Alentorn-Geli, E., Tol, J. L., Hamilton, B., Garrett, W. E., Pruna, R., Til, L., Gutierrez, J. A., Alomar, X., Balius, R., Malliaropoulos, N., Monllau, J. C., Whiteley, R., Witvrouw, E., Samuelsson, K., & Rodas, G. (2017). Muscle Injuries in Sports: A New Evidence-Informed and Expert Consensus-Based Classification with Clinical Application. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *47*(7), 1241–1253. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0647-1>
- van Beijsterveldt, A. M. C., van de Port, I. G. L., Vereijken, A. J., & Backx, F. J. G. (2013). Risk factors for hamstring injuries in male soccer players: A systematic review of prospective studies. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *23*(3), 253–262. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2012.01487.x>
- Van Crombrugge, G., Duvivier, B. M., Van Crombrugge, K., Bellemans, J., & Peers, K. (2019). Hamstring injury prevention in Belgian and English elite football teams. *Acta Orthopaedica Belgica*, *85*(3), 373–380.
- van der Made, A. D., Wieldraaijer, T., Kerkhoffs, G. M., Kleipool, R. P., Engebretsen, L., van Dijk, C. N., & Golanó, P. (2015). The hamstring muscle complex. *Knee*

- Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 23(7), 2115–2122. <https://doi.org/10.1007/s00167-013-2744-0>
- Van Hooren, B., & Bosch, F. (2017a). Is there really an eccentric action of the hamstrings during the swing phase of high-speed running? Part I: A critical review of the literature. *Journal of Sports Sciences*, 35(23), 2313–2321. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1266018>
- Van Hooren, B., & Bosch, F. (2017b). Is there really an eccentric action of the hamstrings during the swing phase of high-speed running? Part II: Implications for exercise. *Journal of Sports Sciences*, 35(23), 2322–2333. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1266019>
- van Mechelen, W., Hlobil, H., & Kemper, H. C. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 14(2), 82–99. <https://doi.org/10.2165/00007256-199214020-00002>
- Vergeer, R., Bloo, H., Backx, F., Scheltinga, M., & Bakker, E. (2023). Reliability of 2D video analysis assessing running kinematic variables in patients with exercise-related leg pain in a primary care practice. *Gait & Posture*, 105, 117–124. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.07.279>
- Verrall, G. M., Slavotinek, J. P., Barnes, P. G., Fon, G. T., & Esterman, A. (2006). Assessment of physical examination and magnetic resonance imaging findings of hamstring injury as predictors for recurrent injury. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(4), 215–224. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.36.4.215>
- Vigne, G., Gaudino, C., Rogowski, I., Alloatti, G., & Hautier, C. (2010). Activity profile in elite Italian soccer team. *International Journal of Sports Medicine*, 31(5), 304–310. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1248320>
- Visser, J. J., Hoogkamer, J. E., Bobbert, M. F., & Huijing, P. A. (1990). Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(5–6), 453–460. <https://doi.org/10.1007/BF00236067>
- Wan, J.-J., Qin, Z., Wang, P.-Y., Sun, Y., & Liu, X. (2017). Muscle fatigue: General understanding and treatment. *Experimental & Molecular Medicine*, 49(10), e384. <https://doi.org/10.1038/emm.2017.194>

- Wan, X., Qu, F., Garrett, W. E., Liu, H., & Yu, B. (2017). The effect of hamstring flexibility on peak hamstring muscle strain in sprinting. *Journal of Sport and Health Science*, 6(3), 283–289. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.03.012>
- Ward, S. R., Eng, C. M., Smallwood, L. H., & Lieber, R. L. (2009). Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467(4), 1074–1082. <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0594-8>
- Watson, A. W. (1995). Sports injuries in footballers related to defects of posture and body mechanics. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 35(4), 289–294.
- Webber, S. C., Porter, M. M., & Gardiner, P. F. (2009). Modeling age-related neuromuscular changes in humans. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism = Physiologie Appliquee, Nutrition Et Metabolisme*, 34(4), 732–744. <https://doi.org/10.1139/H09-052>
- Welch, N., Richter, C., Moran, K., & Franklyn-Miller, A. (2020). Rehabilitation interventions need more than methodological standardisation: An individualised approach. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 6(1), e000899. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2020-000899>
- Weyand, P. G., Sandell, R. F., Prime, D. N. L., & Bundle, M. W. (2010). The biological limits to running speed are imposed from the ground up. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 108(4), 950–961. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00947.2009>
- Whiteley, R., Massey, A., Gabbett, T., Blanch, P., Cameron, M., Conlan, G., Ford, M., & Williams, M. (2021). Match High-Speed Running Distances Are Often Suppressed After Return From Hamstring Strain Injury in Professional Footballers. *Sports Health*, 13(3), 290–295. <https://doi.org/10.1177/1941738120964456>
- Wild, J. J., Bezodis, I. N., North, J. S., & Bezodis, N. E. (2018). Differences in step characteristics and linear kinematics between rugby players and sprinters during initial sprint acceleration. *European Journal of Sport Science*, 18(10), 1327–1337. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1490459>
- Wilmes, E., de Ruiter, C. J., Bastiaansen, B. J. C., Goedhart, E. A., Brink, M. S., van der Helm, F. C. T., & Savelsbergh, G. J. P. (2021). Associations between Hamstring Fatigue and Sprint Kinematics during a Simulated Football (Soccer)

- Match. *Medicine and Science in Sports and Exercise*.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002753>
- Witvrouw, E., Danneels, L., Asselman, P., D'Have, T., & Cambier, D. (2003). Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(1), 41–46. <https://doi.org/10.1177/03635465030310011801>
- Wolski, L., Pappas, E., Hiller, C., Halaki, M., & Fong Yan, A. (2021). Is there an association between high-speed running biomechanics and hamstring strain injury? A systematic review. *Sports Biomechanics*, 1–27. <https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1960418>
- Woodley, S. J., & Mercer, S. R. (2005). Hamstring muscles: Architecture and innervation. *Cells, Tissues, Organs*, 179(3), 125–141. <https://doi.org/10.1159/000085004>
- Woods, C., Hawkins, R. D., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A., Hodson, A., & Football Association Medical Research Programme. (2004). The Football Association Medical Research Programme: An audit of injuries in professional football--analysis of hamstring injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 38(1), 36–41. <https://doi.org/10.1136/bjism.2002.002352>
- Worrell, T. W. (1994). Factors associated with hamstring injuries. An approach to treatment and preventative measures. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 17(5), 338–345. <https://doi.org/10.2165/00007256-199417050-00006>
- Wragg, C. B., Maxwell, N. S., & Doust, J. H. (2000). Evaluation of the reliability and validity of a soccer-specific field test of repeated sprint ability. *European Journal of Applied Physiology*, 83(1), 77–83. <https://doi.org/10.1007/s004210000246>
- Yeung, S. S., Suen, A. M. Y., & Yeung, E. W. (2009). A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: Preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *British Journal of Sports Medicine*, 43(8), 589–594. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.056283>
- Yi, Q., Liu, H., Nassis, G. P., & Gómez, M.-Á. (2020). Evolutionary Trends of Players' Technical Characteristics in the UEFA Champions League. *Frontiers in Psychology*, 11, 1032. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2020.01032>
- Yoo, H.-I., Hwang, U.-J., Ahn, S.-H., Gwak, G.-T., & Kwon, O.-Y. (2021). Comparison of pelvic rotation angle in the transverse plane in the supine position and during active straight leg raise between people with and without nonspecific low back

- pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 83, 105310.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105310>
- Yu, B., Liu, H., & Garrett, W. E. (2017). Mechanism of hamstring muscle strain injury in sprinting. *Journal of Sport and Health Science*, 6(2), 130–132.
<https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.02.002>
- Yu, B., Queen, R. M., Abbey, A. N., Liu, Y., Moorman, C. T., & Garrett, W. E. (2008). Hamstring muscle kinematics and activation during overground sprinting. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3121–3126.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.09.005>
- Yuan, Y., & Chan, K. (2004). A longitudinal study on the ammonia threshold in junior cyclists. *British Journal of Sports Medicine*, 38(2), 115–119.
<https://doi.org/10.1136/bjism.2002.000158>
- Zouhal, H., Coso, J. D., Jayavel, A., Tourny, C., Ravé, G., Jebabli, N., Clark, C. C. T., Barthélémy, B., Hackney, A. C., & Abderrahman, A. B. (2023). Association between ACTN3 R577X genotype and risk of non-contact injury in trained athletes: A systematic review. *Journal of Sport and Health Science*, 12(3), 359–368. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2021.07.003>