

Selected Papers from Impact

# Biomecánica del Sprint y Lesiones de Isquiotibiales: ¿Existe una Relación? Una Revisión de la Literatura

## Sprinting Biomechanics and Hamstring Injuries: Is There a Link? A Literature Review

Rudy N. Kalema<sup>1</sup>, Anthony G. Schache<sup>2</sup>, Morgan D. Williams<sup>3</sup>, Bryan Heiderscheidt<sup>4</sup>, Gabriel Siqueira Trajano<sup>5</sup> y Anthony J. Shield<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Faculty of Health, School of Exercise and Nutrition Sciences, Queensland University of Technology, O Block Victoria Park Road, Kelvin Grove, QLD 4059, Australia

<sup>2</sup>La Trobe Sport and Exercise Medicine Research Centre, La Trobe University, Bundoora, VIC 3086, Australia

<sup>3</sup>Faculty of Life Sciences and Education, University of South Wales, Pontypridd CF37 1DL, UK

<sup>4</sup>Department of Orthopedics and Rehabilitation, University of Wisconsin-Madison, Madison, WI 53705, USA

### RESUMEN

La lesión por distensión de los isquiotibiales (HSI) es una lesión común y costosa en muchos deportes, como los diversos casos del fútbol profesional. Se ha informado que la mayoría de las HSI ocurren durante acciones de sprint de alta intensidad. Esta observación ha llevado a la sugerencia de que puede existir un vínculo entre la biomecánica del sprint y las HSI. El objetivo de esta revisión de la literatura fue evaluar la evidencia científica disponible que sustenta el vínculo potencial entre la biomecánica del sprint y las HSI. Se completó una búsqueda estructurada de la literatura seguida de una evaluación del riesgo del sesgo. Se recuperaron un total de dieciocho estudios. Dieciséis estudios incluyeron análisis retrospectivos y/o prospectivos, de los cuales se consideró que sólo tres tenían un bajo riesgo de sesgo. Otros dos estudios de caso capturaron datos antes y después de una HSI aguda. Se han medido una cantidad de variables biomecánicas, incluidas las fuerzas de reacción del suelo, los ángulos de las articulaciones del tronco y de las extremidades inferiores, los momentos y potencias de las articulaciones de la cadera y la rodilla, el estiramiento de la unidad tendón-músculo de los isquiotibiales y la actividad electromiográfica de superficie de varios músculos del tronco y del muslo. En general, la evidencia actual no pudo proporcionar una perspectiva clara y no conflictiva sobre el vínculo potencial entre la biomecánica del sprint y las HSI. No obstante, se revelaron algunos hallazgos interesantes que, con suerte, estimularán futuras investigaciones sobre este tema.

**Palabras Clave:** isquiotibiales; correr; lesión; biomecánica; paso; retrospectivo; futuro

### ABSTRACT

Hamstring strain injury (HSI) is a common and costly injury in many sports such as the various professional football codes. Most HSIs have been reported to occur during high intensity sprinting actions. This observation has led to the suggestion that a link between sprinting biomechanics and HSIs may exist. The aim of this literature review was to evaluate the

available scientific evidence underpinning the potential link between sprinting biomechanics and HSIs. A structured search of the literature was completed followed by a risk of bias assessment. A total of eighteen studies were retrieved. Sixteen studies involved retrospective and/or prospective analyses, of which only three were judged to have a low risk of bias. Two other case studies captured data before and after an acute HSI. A range of biomechanical variables have been measured, including ground reaction forces, trunk and lower-limb joint angles, hip and knee joint moments and powers, hamstring muscle-tendon unit stretch, and surface electromyographic activity from various trunk and thigh muscles. Overall, current evidence was unable to provide a clear and nonconflicting perspective on the potential link between sprinting biomechanics and HSIs. Nevertheless, some interesting findings were revealed, which hopefully will stimulate future research on this topic.

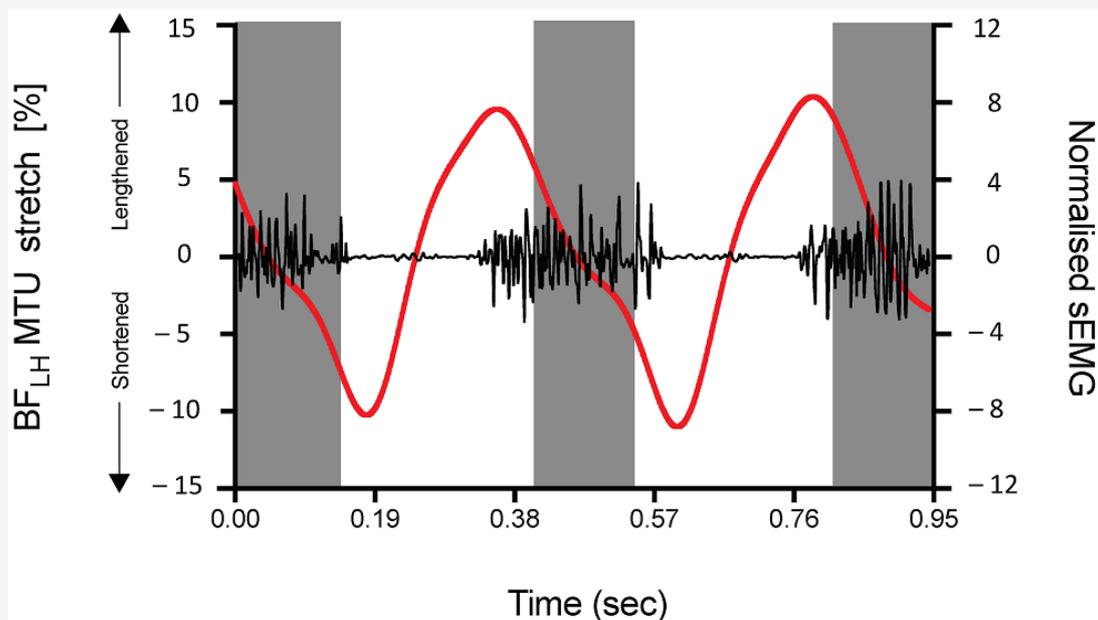
**Keywords:** hamstrings; sprinting; injury; biomechanics; gait; retrospective; prospective

## INTRODUCCIÓN

---

La lesión por distensión de los isquiotibiales (ISH) es la lesión muscular sin contacto más prevalentemente experimentada en el fútbol amateur y profesional [1, 2, 3, 4]. Esta lesión puede ser frustrante para el atleta y el médico tratante porque se pierden entrenamientos y/o partidos (generalmente por un mínimo de dos semanas) y el riesgo de recurrencia al regresar al juego (RTP) es relativamente alto. Las HSI no sólo afectan la salud y el bienestar psicosocial del jugador, sino que también pueden afectar negativamente al rendimiento del equipo [5] y las finanzas del club de fútbol [6,7]. A pesar de todos los esfuerzos realizados hasta la fecha por investigadores y médicos para abordar el problema de las HSI, la tasa de incidencia en el deporte de élite permanece sin cambios [8,9].

Si bien las HSI pueden ocurrir al realizar una variedad de actividades funcionales, el mecanismo de lesión más común implica la carrera de sprint, ya sea durante la fase de aceleración o la de máxima velocidad [1,10,11,12]. Hacer un sprint es una tarea exigente para los isquiotibiales desde una perspectiva biomecánica [13,14,15,16] y neuromuscular [17,18,19]. La unidad músculo-tendinosa (MTU) de los isquiotibiales biarticulares se somete a un ciclo activo de estiramiento-acortamiento durante las fases tardías del balanceo (swing) y apoyo del ciclo de zancadas de velocidad (Figura 1). Durante el swing tardío, los isquiotibiales absorben energía cinética y se realiza el trabajo negativo, y la cantidad de trabajo negativo aumenta exponencialmente al correr más rápido [13,15]. Entonces, los isquiotibiales permanecen muy activos durante la fase de apoyo, donde contribuyen activamente a la generación del impulso de fuerza propulsora del suelo y, por lo tanto, ayudan a acelerar el cuerpo hacia adelante [20,21,22,23]. En general, los isquiotibiales deben contraerse rápidamente y con fuerza de forma repetitiva durante el sprint, y se cree que tales condiciones de sobrecarga pueden potencialmente hacer que los isquiotibiales (especialmente la porción larga del bíceps femoral (BFLH)) sean susceptibles a lesiones [24].



**Figura 1.** Estiramiento de la MTU de BFLH y actividad electromiográfica de superficie (sEMG) del bíceps femoral (BF) durante un sprint máximo. Datos experimentales obtenidos de Schache y cols. [25]. La línea negra representa la actividad sEMG del BF (filtrado de paso alto a 20 Hz). La sEMG del BF se normalizó a la media "grande" de la lineal curva (es decir, la media de todos los períodos válidos de actividad de sEMG durante el ciclo de zancada). La línea roja representa el cambio en el estiramiento de la MTU BFLH que se calculó como un porcentaje de la longitud de la MTU asumida durante una postura erguida neutral. Todos los datos se registran simultáneamente del mismo participante durante dos ciclos consecutivos de zancadas durante la carrera de sprint a una velocidad de 9.7 m/seg. La fase de apoyo se indica mediante una barra vertical sombreada en gris.

Dado que hacer un sprint es una habilidad compleja que parece llevar los isquiotibiales al límite, puede considerarse un estímulo de entrenamiento muy potente. Por lo tanto, se ha defendido la exposición progresiva y regular a las carreras de velocidad como una importante estrategia de prevención de la HSI [26,27,28,29,30,31]. Sin embargo, ¿la exposición a los sprints es todo lo que se requiere para la prevención de lesiones, o también es importante la biomecánica del sprint de un atleta? Es concebible que exista un vínculo entre ciertas variables biomecánicas del sprint y la HSI. Mann y Sprague plantearon esta idea en la literatura hace cuarenta años cuando relacionaron la magnitud del momento de la articulación de la cadera al golpear el pie durante el sprint con la incidencia de la HSI [32,33]. La investigación que prueba formalmente este vínculo potencial ha aumentado gradualmente desde entonces, pero aún no se ha completado una sinopsis detallada de toda la literatura disponible. ¿Se altera la biomecánica del sprint de un atleta después de la HSI? Si es así, ¿cómo? Además, ¿estas alteraciones se resuelven con el tiempo? Tales preguntas formaron la base de esta revisión. Nuestro objetivo general fue evaluar la evidencia actual que sustenta el vínculo potencial entre la biomecánica del sprint y las lesiones HSI. Consideramos que la revisión está justificada dado que muchos en la comunidad de la medicina deportiva han recomendado que las estrategias para optimizar la biomecánica del sprint se incluyan en los programas de prevención y de rehabilitación de la HSI [26,27,30,34].

## Búsqueda de la investigación disponible

Se realizó una búsqueda estructurada de la literatura disponible a través de MEDLINE, PubMed, EMBASE, SPORTdiscus, AMED y la Biblioteca Cochrane desde el inicio hasta julio de 2021. Para ser incluidos, los artículos debían ser revisados por pares, en texto completo, en idioma inglés, involucrar a participantes humanos e incorporar mediciones de laboratorio o de campo de variables biomecánicas discretas para correr a una velocidad de al menos una intensidad moderada (es decir >5.0 m/seg). Las variables biomecánicas de interés se referían al movimiento, la producción de fuerza y / o la activación muscular. Las palabras clave para la búsqueda se presentan en la Tabla 1. Las listas de referencias de los artículos recuperados también se buscaron manualmente en busca de artículos relevantes que no se identificaron electrónicamente.

**Tabla 1.** Agrupación de palabras clave utilizada durante la búsqueda sistemática.

Muscles	Injury	Timing	Running	Biomechanics
Hamstring *	Injur *	Past	Run *	Mechanic *
Semitendinosus	Strain	Prior	Sprint *	Biomechanic *
Semimembranosus	Tear	Retrospectiv *	Acceleration	Kinematic *
'Biceps Femoris'	Pull	Previous *		Kinetic *
'Posterior Thigh'	Rupture	Recent *		Techni *
Thigh	Torn	Histor *		
		Prospectiv *		

\* Truncation. Boolean term OR was used within groups, while AND was used between groups.

Se recuperaron un total de 16 estudios, incluidos 11 estudios retrospectivos, dos estudios prospectivos y tres estudios que tenían componentes tanto retrospectivos como prospectivos. También consideramos los hallazgos de dos estudios de casos adicionales que contenían datos capturados antes y después de una HSI aguda.

## Evaluación del riesgo de sesgo

Tres evaluadores (RK, GT y MW) utilizaron de forma independiente una versión modificada de la herramienta *Quality in Prognosis Studies* (QUIPS) (ver Apéndice A) para evaluar el riesgo de sesgo de los 16 estudios (es decir, se excluyeron los dos estudios de caso). Esta herramienta se ha descrito previamente [35] y se ha utilizado en revisiones sistemáticas recientes relacionadas con ella HSI [36,37]. Dos de los tres revisores evaluaron cada estudio. Un tercer revisor resolvió las discrepancias entre los autores. La herramienta QUIPS tiene seis dominios de sesgo potenciales (participación en el estudio; deserción del estudio; medición del factor pronóstico; medición del resultado; confusión del estudio; análisis e informes estadísticos), cada uno de los cuales consta de tres a cinco criterios específicos para la posibilidad de sesgo (ver Apéndice A). Los criterios reciben una puntuación de "sí" o "no". Cuando >75% de las respuestas dentro de un dominio en particular fueron "sí", entonces el riesgo de sesgo se consideró bajo en ese dominio. Se consideró que un estudio tenía un riesgo general de sesgo bajo si: (1) se evaluó que cinco de los seis dominios tenían un sesgo bajo; y (2) se produjo un sesgo bajo para el dominio de medición de los resultados. Por lo demás, los estudios se clasificaron como de alto riesgo de sesgo.

Sólo tres de los 16 estudios tenían un riesgo bajo de sesgo (tabla 2) [38,39,40]. Estos tres estudios incluyeron análisis transversales en los que se compararon las variables biomecánicas de las carreras de velocidad entre personas con y sin antecedentes de HSI. La fuente potencial más común de sesgo para los estudios retrospectivos fueron las "variables de confusión del estudio" (dominio 5: 93%) que se relacionó con si los posibles factores de confusión se definieron, identificaron y tuvieron en cuenta en el diseño y análisis del estudio. La segunda fuente potencial más común de sesgo identificada fue la "medición de factores pronósticos" (dominio 3: 64%), que evaluó si el riesgo de sesgo de medición estaba relacionado con la forma en que se midió el factor pronóstico. Las fuentes potenciales de sesgo más comunes para los estudios prospectivos fueron la "medición de factores pronósticos" (dominio 3: 100%) y las "variables de confusión del estudio" (dominio 5: 100%).

**Tabla 2. Evaluación del riesgo de sesgo.**  
**Table 2. Risk of bias assessment.**

Retrospective Studies	Potential Risk of Bias Domain						Risk of Bias
	1	2	3	4	5	6	
Iboshi et al. [41]	-	+	-	-	-	+	High
Lee et al. [42]	-	+	+	+	-	+	High
Slider et al. [43]	+	-	+	+	-	+	High
Brughelli et al. [44]	+	+	-	+	-	+	High
Mendiguchia et al. [39]	+	+	+	+	+	-	Low
Daly et al. [45]	+	+	-	+	-	+	High
Barreira et al. [46]	+	+	-	+	-	+	High
Schuermans et al. [47]	+	-	-	-	-	+	High
Haugen et al. [48]	-	+	-	+	-	+	High
Higashihara et al. [49]	+	+	-	-	-	+	High
Lord et al. [38]	+	+	+	+	-	+	Low
Crow et al. [50]	+	+	-	-	-	+	High
Ishoi et al. [40]	+	+	+	+	-	+	Low
Edouard et al. [51]	+	-	-	+	-	+	High
Prospective studies							
Schuermans et al. [52]	+	-	-	+	-	+	High
Schuermans et al. [47]	+	-	-	-	-	+	High
Haugen et al. [48]	-	+	-	+	-	+	High
Kenneally-Dabrowski et al. [53]	+	+	-	+	-	+	High
Edouard et al. [51]	+	-	-	+	-	+	High

1, study participation; 2, study attrition; 3, prognostic factor measurement; 4, outcome measurement; 5, study confounding factor; 6, statistical analysis and reporting.

### ¿Afectan las HSI a la biomecánica del sprint?

Los hallazgos de los estudios que investigaron si las personas con antecedentes de HSI tienen una biomecánica de sprint alterada se resumen en la Sección 4.1 y la Sección 4.2. La Tabla 3 contiene los resultados de cinco estudios que utilizaron un diseño entre miembros dentro de los participantes (es decir, miembro previamente lesionado vs miembro no lesionado) mientras la Tabla 4 contiene los resultados de 11 estudios que usaron diseño entre grupos con poca historia de HSI. Dos estudios tenían componentes intra-participante entre miembros y entre grupos, por lo tanto, hubo un total de 14 estudios separados recuperados de la búsqueda bibliográfica que incluyeron análisis transversales. Los datos de biomecánica del sprint se registraron en una variedad de condiciones de prueba. Cinco estudios utilizaron una cinta rodante (motorizada o no motorizada), mientras que nueve estudios incluyeron sprints sobre el suelo (ya sea en un laboratorio o en el campo). Debido a que estas condiciones de prueba alternativas no parecen afectar sustancialmente a la biomecánica del sprint [54,55], varios estudios no se separaron sobre esta base. Los hallazgos de los estudios que completaron las mediciones en el campo de la biomecánica de sprint en varios momentos en atletas con una HSI reciente, se resumen en la Sección 4.3.

**Tabla 3.** Estudios transversales que investigan las diferencias entre las extremidades dentro del participante sobre la biomecánica del sprint en personas con antecedentes de HSI unilateral.

References	Study Population	Injury Occurrence Period	Methods	Tasks	Variables	Results (IL vs. NIL)
Lee et al. [42]	12 males from various running-based sports Hx	1–36 months	Laboratory based. Over-ground running. Data measured using 3D MOCAP combined with a force plate.	6 x submaximal running trials at 80 % of maximum speed (mean = 7.7 ± 0.1 m/s).	- Sagittal plane hip and knee joint $\theta$ , $\omega$ , M and P for 3 stride cycles (both legs)	- Lower peak hip flexion $\theta$ (–1.9°) for IL during swing phase ( $p = 0.02$ –Cohen's $d = -0.4$ )
Silder et al. [43]	15 participants (males and females) from various running-based sports Hx	5–13 months	Laboratory based. Motorised treadmill. Data measured using 3D MOCAP, sEMG system (BF, RF, VL and MH) and musculoskeletal modelling.	Running trials at 60, 80, 90 and 100% of maximal sprinting (Mean = 7.6 ± 1 m/s)	- Peak BF <sub>LH</sub> MTU stretch - sEMG onset and offset of RF, VL, LH and MH	- No difference in MTU stretch was found - No difference in sEMG onset and offset across running speeds
Brughelli et al. [44]	11 male semi-professional AFL players Hx	1–24 months	Laboratory based. Non-motorized treadmill. Horizontal force: measured with a nonelastic tether attached to the participant with a harness and connected to a horizontal load cell. Vertical force: measured by 4 load cells mounted under the running surface.	8 s of steady-state running at 80% of maximum speed.	- Vertical and horizontal GRF - Vertical stiffness - Leg stiffness - Centre of mass displacement - Contact time - Impulse - Positive work	- Horizontal GRF was significantly less (45.9% difference) for IL ( $p < 0.01$ )
Barreira et al. [46]	6 males professional soccer players Hx	1–24 months	Laboratory based. Non-motorized curved treadmill equipped with force transducers located on the frame supporting the belt.	10 s of maximal sprinting (acceleration and steady-state period included).	- Vertical and horizontal GRF	- No significant between-limb difference in vertical and horizontal GRF
Higashihara et al. [49]	10 male college sprinters Hx	2–61 months	Laboratory based. Over-ground sprinting. Data measured using 3D MOCAP, sEMG system (LH and GM) and musculoskeletal modelling.	Maximal sprinting on 100 m track (average speed: 9.39±0.17 m/s).	- Pelvic anterior tilt, hip and knee joint $\theta$ and M - MTU length of the BF <sub>LH</sub> - Normalised sEMG BF and GM	- IL displayed a lower anterior pelvic tilt $\theta$ (late stance, $p = 0.039$ ), a lower hip flexion $\theta$ (mid swing, $p = 0.02$ ), a greater hip flexion $\theta$ (late swing, $p = 0.049$ ), a greater knee flexion angle (mid swing, $p = 0.02$ ) - Shorter BF <sub>LH</sub> length (late swing, $p = 0.039$ ) for IL. - Reduced sEMG activity of BF (late swing) for IL.

CS: cross-sectional, Hx: with a history of HSI, IL: injured limb, NIL: uninjured limb, MOCAP: motion capture,  $\theta$ : angle,  $\omega$ : angular velocity, M: moment, P: power, VL: Vastus Lateralis, RF: Rectus Femoris, LH: lateral hamstring, MH: medial hamstring and GM: Gluteus Maximus.

**Tabla 4.** Estudios transversales que investigan las diferencias entre los grupos sobre la biomecánica del sprint en personas con y sin antecedentes de lesión HSI.

References	Study Population	Injury Occurrence Period	Methods	Tasks	Variables	Results (Hx vs. H0)
Iboshi et al. [41]	5 male sprinters Hx vs. 7 male sprinters H0	Not provided	Field based. Over-ground sprinting. Data measured using 2D MOCAP + planar link segment modelling.	100 m sprint (only 5th step post start was analysed)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Location CG in relation to FC</li> <li>- Thigh and leg segment <math>\theta</math></li> <li>- Hip, knee and ankle joint M</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Hx group displayed: <ul style="list-style-type: none"> <li>- Greater horizontal distance from CG to toe at FC.</li> <li>- Smaller stride length</li> <li>- Larger hip extension M during early stance (<math>p &lt; 0.05</math>)</li> </ul> </li> </ul>
Brughelli et al. [44]	Semi-professional Australian Football players: 11 males Hx vs. 11 males H0	1–24 months	Non-motorized treadmill with a nonelastic tether attached to the participant with a harness and connected to a horizontal load cell to measure horizontal force	8 s steady-state running at 80% of maximum speed	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vertical and horizontal GRF</li> <li>- Vertical stiffness</li> <li>- Leg stiffness</li> <li>- Centre of mass displacement</li> <li>- Contact time</li> <li>- Impulse</li> <li>- Positive work</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Horizontal force significantly greater in non-injured limb of Hx group in comparison to the right (19.2%) and left (20.5%) leg of the H0 group</li> <li>- Horizontal force significantly reduced in the injured limb of the Hx group in comparison to the right (31.5%) and left (32.7%) leg of the H0 group</li> </ul>
Barreira et al. [46]	Professional soccer players: 6 males Hx vs. 11 males H0	1–24 months	Non-motorized curved treadmill equipped with force transducers located on the frame supporting the belt.	10 seconds of maximal sprinting (acceleration and steady-state period).	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vertical and horizontal GRF</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No significant between-group differences were found</li> </ul>
Daly et al. [45]	Elite hurlers: 9 males Hx vs. 8 males H0	1–24 months	Laboratory based. Motorised treadmill. Data measured using 3D MOCAP, sEMG system (GM, RE, EO, ES and BF).	10 seconds steady-state running at 20 km/h.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 3D joint <math>\theta</math> of the hip, knee and ankle joints</li> <li>- sEMG activity from previously injured BF and from bilateral GM, RE, EO and ES</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- During the late swing phase, Hx displayed: <ul style="list-style-type: none"> <li>- Greater between-limb asymmetry in APT <math>\theta</math> (<math>p = 0.02</math>), hip flexion <math>\theta</math> (<math>p = 0.01</math>) and medial knee rotation <math>\theta</math> (<math>p = 0.03</math>) for Hx</li> <li>- Reduction in sEMG ratio of BF/GM (<math>p = 0.03</math>), BF/ES (<math>p = 0.01</math>), BF/EO (<math>p = 0.01</math>) on the ipsilateral side and a reduction in the sEMG ratio of BF/RF (<math>p = 0.02</math>) on the contralateral side</li> </ul> </li> </ul>
Schuermans et al. [47]	Amateur soccer players: 30 males Hx vs. 30 males H0	1–24 months	Laboratory based. Over-ground sprinting. Data measured using 3D MOCAP (camera between 15–25 m).	12 $\times$ maximal sprints over 30 m	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 3D joint <math>\theta</math> for hip, knee and ankle; 3D segment <math>\theta</math> of the pelvis and thorax</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No significant differences were found</li> </ul>
Crow et al. [50]	Professional Australian Football players: 7 males Hx vs. 8 males H0	Not provided	Field based. Over-ground sprinting. Data measured using sEMG system (GM, LH and MH).	Graded running protocol over 100 m: acceleration (40 m), steady-state phase (20 m) and deceleration phase (40 m)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- sEMG onset and offset of GM, LH, and MH during the 20m steady-state phase.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No significant difference in sEMG temporal behaviour for any muscle</li> </ul>
Haugen et al. [48]	7 male sprinters Hx vs. 14 male sprinters H0 (10.8 $\pm$ 0.22 m/s)	0–12 months	Field based. Over-ground sprinting. Data measured using 3D MOCAP.	3 $\times$ 20-m flying sprints preceded by 30–50 m to build up speed.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Step velocity</li> <li>- Step length</li> <li>- Step rate</li> <li>- Contact time</li> <li>- Aerial time</li> <li>- Touchdown (TD) <math>\theta</math></li> <li>- Interthigh <math>\theta</math></li> <li>- Liftoff (LO) <math>\theta</math></li> <li>- Thigh and knee <math>\theta</math> at LO</li> <li>- Maximal thigh flexion</li> <li>- Range of thigh motion</li> <li>- Knee flexion at maximal</li> <li>- Thigh extension</li> <li>- Horizontal ankle velocity</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No significant difference between groups for any of the sprint asymmetry variables</li> </ul>
Mendiguchia et al. [39]	Professional soccer players: 14 males Hx vs. 14 males H0	Not provided	Field based. Over-ground sprinting. Data measured using radar gun + biomechanical model to estimate mechanical variables	2 $\times$ 50-m maximum velocity sprints	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Velocity</li> <li>- Horizontal force</li> <li>- Maximal power</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Cohen's d effect size (90% confidence limit): <ul style="list-style-type: none"> <li>- Velocity: 0.63 (–0.05;1.30) moderate</li> <li>- Horizontal force: –0.21 (0.90;0.48) small</li> <li>- Maximal power: 0.03 (–0.66;0.72) trivial</li> </ul> </li> </ul>
Lord et al. [38]	Semi-professional Australian Football players: 20 males Hx vs. 20 males H0	1–24 months	Laboratory based. Non-motorized curved treadmill equipped with 4 load cells on the treadmill belt.	10 $\times$ 6 s maximum velocity sprints	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vertical GRF</li> <li>- Horizontal GRF</li> <li>- Contact time</li> <li>- Flight time</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Reduction in horizontal GRF across repeat sprints (–13%) was significantly greater for group Hx</li> </ul>
Ishoi et al. [40]	Sub-elite soccer players: 11 males Hx vs. 33 males H0	0–12 months	Field based. Over-ground sprinting. Data measured using a high speed phone camera + phone application specifically designed to estimate sprint mechanical variables.	6 $\times$ 30 m sprints	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Maximal horizontal force</li> <li>- Maximal theoretical sprinting velocity</li> <li>- Maximal horizontal power output</li> <li>- Mechanical effectiveness</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- No significant difference in horizontal force production (<math>d = 0.51</math>) and maximal power output (<math>d = 0.06</math>)</li> <li>- Significant difference in maximal theoretical sprinting velocity (H0: 7.83 <math>\pm</math> 0.44 m/s vs. Hx: 8.28 <math>\pm</math> 0.90 m/s) and mechanical effectiveness (lower rate of decline in ratio of forces for Hx)</li> </ul>
Edouard et al. [51]	224 youth elite, amateur and professional soccer players.	Entire soccer season	Field based. Over-ground sprinting. Data measured using radar gun/laser distance measurement system + biomechanical model to estimate sprint mechanical variables	2 $\times$ 30 m sprints	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Maximal theoretical sprinting velocity</li> <li>- Horizontal force</li> <li>- Maximal power</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Significant difference for maximal theoretical sprinting velocity. H0 (9.0 <math>\pm</math> 0.5 m/s) vs. Hx (9.1 <math>\pm</math> 0.5 m/s)</li> <li>- No significant difference in net horizontal force production and</li> </ul>

## Estudios que utilizan un diseño intra-sujeto

Se identificaron un total de cinco estudios a partir de la literatura que utilizaron un diseño intra-sujetos para investigar las diferencias entre las extremidades en la biomecánica del sprint en personas con antecedentes de lesión HSI unilateral. Se

consideró una cantidad de variables, incluidas las fuerzas de reacción del suelo (GRF), el plano sagital de la pelvis y los ángulos de las articulaciones de las extremidades inferiores, los momentos y potencias de las articulaciones de la cadera y de la rodilla en el plano sagital, el estiramiento de la MTU de los isquiotibiales (BFLH) y la actividad electromiográfica de superficie de los isquiotibiales (sEMG). En general, tres estudios encontraron evidencia de diferencias entre las extremidades [42, 44, 49], mientras que dos estudios no informaron diferencias [43, 46].

Dos estudios investigaron los ángulos y momentos de las articulaciones de las extremidades inferiores durante el sprint. Lee y cols. [42] encontraron que la extremidad previamente lesionada mostraba una flexión de cadera significativamente menor durante la parte final del swing en relación con la extremidad de control, sin diferencias entre las extremidades en la cinemática de la rodilla evidentes en ninguna etapa del ciclo de la zancada. Más recientemente, Higashihara y cols. [49] encontraron que la extremidad previamente lesionada mostraba una flexión de cadera significativamente menor durante el swing medio, pero significativamente más flexión de cadera y rodilla durante el final del swing, en comparación con la extremidad de control. Los procedimientos de prueba alternativos podrían explicar los resultados diferentes entre estos dos estudios. Higashihara y cols. [49] investigaron el sprint máximo (velocidad media de  $9.39 \pm 0.17$  m/seg), mientras que Lee y cols. [42] investigaron el sprint submáximo (velocidad media de  $7.7 \pm 0.1$  m/seg). Es posible que las diferencias entre las extremidades en los ángulos de las articulaciones de la cadera y la rodilla no sean vistos realmente a velocidades de carrera submáximas. Con respecto a los momentos de la articulación de la cadera y de la rodilla durante el sprint, ni Lee y cols. [42] ni Higashihara y cols. [49] encontraron diferencias significativas entre las extremidades.

Dos estudios investigaron las diferencias entre las extremidades en el estiramiento de la MTU de BFLH, así como la actividad sEMG del bíceps femoral (BF) durante el sprint con resultados contrastantes [43, 49]. Silder y cols. [43] no encontraron diferencias en los perfiles para el estiramiento de la MTU de BFLH y la actividad sEMG del BF a lo largo de todo el ciclo de la zancada para la extremidad previamente lesionada en comparación con la extremidad de control, mientras que Higashihara y cols. [49] encontraron que la extremidad previamente lesionada mostraba una disminución significativa del estiramiento de MTU de BFLH y de la actividad sEMG del BF durante la parte final del swing.

Finalmente, dos estudios investigaron las diferencias entre las extremidades en las GRF durante el sprint en jugadores de fútbol [44,46]. Brughelli y cols. [44] encontraron que la fuerza horizontal máxima era un 46% menor para la extremidad previamente lesionada en comparación con la extremidad de control para un sprint submáximo en una cinta de correr no motorizada. Por el contrario, Barreira y cols. [46] no encontraron diferencias entre las extremidades en la fuerza horizontal máxima cuando se realiza un sprint máximo en una cinta de correr inclinada no motorizada. Estos resultados contradictorios podrían atribuirse a una variedad de factores, incluidos las diferencias en el diseño de la cinta rodante y la velocidad de la prueba, la variabilidad potencial en la gravedad de la lesión HSI (por ejemplo, los atletas lesionados habían perdido al menos una semana de entrenamiento y/o competencia en el estudio de Brughelli y cols. [44], mientras que el tiempo perdido sólo tenía que superar las 48 h en el estudio de Barreira y cols. [46]), así como posibles diferencias en el período de tiempo entre la lesión de HSI de los atletas y la recopilación de los datos experimentales.

### **Estudios que utilizan un diseño entre grupos**

Un total de once estudios investigaron las diferencias en la biomecánica de los sprints entre personas con y sin antecedentes de lesión HSI. Se evaluó una cantidad de variables, incluidos las GRF, los ángulos tridimensionales (3D) del tronco, la pelvis y las articulaciones de las extremidades inferiores, los momentos articulares de las extremidades inferiores en el plano sagital, así como la actividad sEMG para los isquiotibiales junto con otros músculos de la cadera y el tronco. En general, seis estudios informaron diferencias en las variables biomecánicas del sprint de algún tipo [38,40,41,44,45,51], mientras que cinco estudios no encontraron diferencias significativas en absoluto [39,46,47,48,50].

Cuatro estudios midieron la cinemática del tronco y/o de las extremidades inferiores durante el sprint, y dos de estos estudios informaron diferencias entre los grupos. Iboshi y cols. [41] probó a 12 velocistas masculinos de élite que realizaban un sprint sobre suelo de máximo esfuerzo desde una posición inicial agachada. Se midió la orientación de la extremidad inferior al tacto del pie en el plano sagital para el quinto paso. En comparación con el grupo ileso, los velocistas con antecedentes de lesión HSI tenían una orientación de las extremidades inferiores que resultó en una mayor distancia horizontal entre el dedo del pie y la ubicación del centro de gravedad. Daly y cols. [45] midió la pelvis en 3D y la cinemática de las extremidades inferiores para 17 'hurlers' (deporte con remates-lanzamientos) mientras corrían en una cinta rodante a una velocidad submáxima de 5.6 m/seg. En relación con los controles no lesionados, los lanzadores previamente lesionados mostraron significativamente más inclinación pélvica anterior y asimetría de flexión de la cadera durante el final del swing, así como una asimetría significativamente mayor en la rotación axial de la rodilla durante el final del swing y la postura inicial. Por el contrario, dos estudios recientes no han encontrado diferencias entre grupos en la cinemática del sprint. Schuermans y cols. [47] midieron la cinemática en 3D del tronco, la pelvis y las extremidades inferiores durante el sprint sobre el suelo para una cohorte de jugadores de fútbol y no se observaron diferencias significativas entre los grupos para ninguna variable. Haugen y cols. [48] investigaron la asimetría entre las extremidades durante el sprint en velocistas de alto nivel previamente lesionados y no lesionados. Incluyeron 14 variables cinemáticas

diferentes relacionadas con la asimetría entre los miembros en su análisis, pero ninguna difirió significativamente entre los grupos.

Sólo un estudio midió la cinética de las articulaciones de las extremidades inferiores durante el sprint. Iboshi y cols. [41] encontraron que los velocistas con antecedentes de lesión de HSI mostraban un momento pico de extensión de la cadera significativamente mayor durante la posición inicial en comparación con un grupo ileso ( $196.9 \pm 57.4$  Nm vs  $111.6 \pm 25.1$  Nm). Sin embargo, no hubo diferencia en la magnitud de los momentos de extensión de la cadera y flexión de la rodilla durante la parte final del swing.

Dos estudios examinaron las diferencias entre los grupos en la actividad de sEMG de los isquiotibiales durante el sprint submáximo y máximo, pero se evaluaron diferentes propiedades del sEMG [45,50]. Daly y cols. [45] encontraron que los *hurlers* con antecedentes de lesión de HSI muestran una actividad sEMG del BF de la parte final del swing relativamente reducida durante el sprint submáximo en cinta rodante en comparación con un grupo de control no lesionado. Más recientemente, Crow y cols. [50] midieron los tiempos de inicio y compensación de la actividad sEMG para el glúteo mayor, los isquiotibiales mediales (combinación de actividad sEMG del semimembranoso y del semitendinoso) y del BF para jugadores de fútbol de élite de la Liga australiana durante un sprint máximo sobre el suelo. No se encontró que el comportamiento temporal de la actividad sEMG fuera significativamente diferente entre jugadores con y sin antecedentes de HSI para ninguno de los músculos evaluados.

Por último, seis estudios investigaron las diferencias en las GRFs durante el sprint [38,39,40,44,46,51]. Cuatro estudios informaron diferencias significativas entre los grupos, aunque los resultados no fueron consistentes entre los estudios. Brughelli y cols. [44] midieron GRFs para jugadores de fútbol australiano que realizaron un sprint en una cinta rodante no motorizada a una velocidad submáxima. Se encontró que la fuerza horizontal se redujo por ~32% para los jugadores con una historia reciente de lesión de HSI. Lord y cols. [38] también evaluó un grupo de jugadores de fútbol australiano con y sin antecedentes de lesión de HSI. Midieron GRFs usando una cinta no motorizada curva mientras los jugadores llevaron a cabo 10 sprints de máximo de esfuerzo repetidos de 6 seg de duración con una pausa de 24 seg de recuperación entre cada sprint. Para los jugadores con antecedentes de lesión de HSI, la fuerza horizontal media para el décimo sprint fue 13% menor que para el primer sprint, mientras que el grupo de control sin lesiones sólo mostró una reducción del 3%. Ishøi y cols. [40] evaluaron jugadores de fútbol con y sin antecedentes de lesiones de HSI al realizar una prueba de sprint repetido, que consta de seis repeticiones máximas de 30 m sobre suelo con 90 seg de recuperación entre cada Sprint. Ninguna diferencia significativa entre los grupos se encontró al comparar la producción de fuerza horizontal para el primer sprint o cuando se comparó el cambio en la producción de fuerza horizontal a través de las seis carreras. Al tomar en cuenta los datos para las seis carreras, Ishøi y cols. [40] encontraron jugadores con una historia de lesión de HSI mostraban una velocidad máxima de sprint más alta media y una eficacia mecánica mejor (es decir, menor tasa de disminución de la relación de fuerzas con el aumento de la velocidad). Finalmente, Edouard y cols. [51] en comparación con la mecánica de aceleración del sprint entre los 60 jugadores de fútbol con una historia de HSI y 224 jugadores libres de lesiones, Las pruebas de referencia se hicieron al comienzo de la temporada. Los jugadores realizaron sprints máximos de 30 m desde parado en césped artificial.

Un sistema de radar se utilizó para medir la velocidad de sprint instantánea. Los datos del radar fueron entonces de entrada en un modelo computacional para estimar la producción de fuerza horizontal [56]. Las variables clave incluidas predijeron la producción de fuerza horizontal máxima a la velocidad cero y predijeron la velocidad de sprint máximo donde la fuerza horizontal todavía puede ser producida. No encontraron diferencias entre los grupos con respecto a la producción de fuerza horizontal máxima estimada, pero encontraron que la velocidad máxima de sprint predicha era significativamente mayor para los jugadores con un historial de lesión de HSI.

En contraste con los resultados anteriores, otros dos estudios que exploran la producción de fuerza horizontal durante el sprint no han encontrado diferencias entre personas con y sin antecedentes de lesión de HSI. Mendiguchia y cols. [39] utilizaron el sistema de radar (con pistola manual) para estimar la producción de fuerza horizontal durante los sprints máximos sobre el suelo de 50 m para 14 jugadores de fútbol que habían tenido RTP recientemente (hacia ~2 meses) y para 14 jugadores sin lesiones previas. Se encontró que la fuerza horizontal neta era similar entre los grupos con valores de  $6.9 \pm 0.8$  N/Kg y  $6.8 \pm 0.6$  N/Kg para jugadores recientemente lesionados y no lesionados, respectivamente. Barreira y cols. [46] evaluaron a jugadores de fútbol con y sin antecedentes de lesión de HSI cuando corrían en una cinta de correr curva no motorizada. Ellos tampoco encontraron diferencias en la GRF horizontal entre los grupos.

### **Evidencia del análisis de medidas repetidas intra-sujeto de casos de HSI**

Si se producen cambios medibles en la biomecánica del sprint después de una HSI reciente, es importante comprender si estos cambios son autolimitantes y se resuelven naturalmente con el tiempo o si persisten. Tres estudios han investigado los cambios en la biomecánica del sprint a lo largo del tiempo en atletas que han sufrido una lesión de HSI [39,57,58]. Mendiguchia y cols. [39] investigaron la biomecánica del sprint de 14 jugadores de fútbol semiprofesionales que se estaban

recuperando de una lesión de HSI reciente. La velocidad de avance durante el sprint se midió con una pistola de radar, que luego se utilizó para estimar la producción de fuerza horizontal. Se realizaron dos evaluaciones para el grupo lesionado, la primera en el momento de la RTP y la segunda ~2 meses después de la RTP. La fuerza horizontal neta para el grupo lesionado aumentó en magnitud desde la primera hasta la segunda evaluación. Las variables biomecánicas del sprint para el grupo lesionado en la segunda evaluación coincidieron con datos equivalentes registrados para un grupo de control libre de lesiones (Tabla 4). En un estudio posterior, utilizando el mismo protocolo de velocidad y la misma instrumentación de la pistola de radar, pero con un diseño de estudio de caso, Mendiguchia y cols. [57] registraron la biomecánica del sprint de un jugador de fútbol profesional 8 días antes de una HSI y 33 días después de la lesión. Se encontró que la potencia horizontal máxima y la fuerza horizontal neta se redujeron en ~20% en la evaluación posterior a la lesión en comparación con la evaluación previa a la lesión, a pesar de que el jugador había sido aprobado para RTP según otros criterios. Se pensó que la fuerza horizontal reducida durante la carrera de sprint en el momento de la RTP era atribuible a un deterioro persistente en la función de los isquiotibiales. Finalmente, Setuain y cols. [58] investigaron los cambios longitudinales en la biomecánica del sprint en un jugador de fútbol semiprofesional que sufrió una lesión de HSI. Utilizaron una unidad de sensor inercial montada en la columna lumbar para estimar las GRF horizontales y verticales durante el sprint en tres momentos: (i) durante la pretemporada (antes de la lesión); (ii) en el momento de la RTP (después de una lesión de HSI de mitad de temporada); y (iii) al final de la temporada. La disminución en la magnitud de la GRF horizontal con una carrera más rápida en la RTP (segundo punto de tiempo) fue más sustancial para la extremidad lesionada en comparación con la extremidad no afectada (contralateral). El deterioro observado para la extremidad lesionada en la RTP no fue evidente durante la pretemporada (primer punto temporal) y se había resuelto al final de la temporada (tercer punto temporal).

En general, estos hallazgos sugieren que la biomecánica del sprint alterada puede ser evidente en el momento de la RTP después de una lesión HSI reciente, pero tales alteraciones potencialmente se resuelven dentro de un cierto período de tiempo. Sin embargo, estas observaciones se basan en un número muy limitado de casos de lesiones de HSI, por lo que cualquier conclusión sobre los cambios longitudinales en la biomecánica del sprint después de una lesión de HSI sigue siendo especulativa. Se requieren más investigaciones de calidad para explorar este tema con mayor detalle.

## Resumen

No surgen tendencias a partir de los análisis transversales disponibles. Los principales hallazgos de los 14 estudios contenidos en la Tabla 3 y la Tabla 4 están divididos casi por igual: ocho estudios [38,40,41,42,44,45,49,51] proporcionan datos (de algún tipo) que indican que las diferencias en la biomecánica del sprint existen después de una HSI, mientras que seis estudios [39,43,46,47,48,50] proporcionan evidencia de lo contrario. También vale la pena señalar que para los ocho estudios que informaron hallazgos significativos para ciertas variables, todavía hubo muchas otras variables evaluadas que no se encontraron con diferencias. Según la herramienta QUIPS, 11 de los 14 estudios (~80%) tenían un alto riesgo de sesgo (tabla 2), lo que impide sacar conclusiones firmes. Incluso cuando los hallazgos de los tres estudios con un bajo riesgo de sesgo se consideraron solos, siguen siendo evidentes los resultados mixtos.

Hay muchos factores metodológicos que deben tenerse en cuenta al interpretar los hallazgos de los estudios enumerados en la Tabla 3 y la Tabla 4. En primer lugar, es posible que algunas medidas de los resultados sean más sensibles a la función de los isquiotibiales durante el sprint que otras. En segundo lugar, los estudios que adoptan un diseño entre los miembros dentro del participante (Tabla 3) se basan en el supuesto de que la biomecánica de los miembros inferiores durante el sprint debe ser simétrica. Si bien esta suposición puede ser válida, también hay alguna evidencia que sugiere que la asimetría entre los miembros en velocistas sanos es más probable que sea la norma en lugar de la excepción [59,60,61,62]. También es posible que la lesión de HSI unilateral influya en la mecánica de ambas extremidades inferiores, como se ha observado en el caso de otras lesiones [63,64]. Por lo tanto, la extremidad inferior no lesionada puede no representar una referencia adecuada. En tercer lugar, aunque puede resultar difícil reclutar un gran número de participantes bien emparejados, los tamaños de muestra utilizados en la mayoría de los estudios han sido relativamente pequeños y podrían estar sujetos a errores estadísticos de tipo 2 (es decir, los resultados negativos pueden representar falsos negativos). De la misma forma, la falta de un pre-registro junto con el número típicamente grande de variables examinadas, puede aumentar la probabilidad de errores de tipo 1 (es decir, los hallazgos positivos pueden estar capitalizando el azar). En cuarto lugar, los detalles sobre el protocolo de rehabilitación y el régimen de entrenamiento implementados después de una lesión de HSI (que probablemente tiene una influencia significativa en el resultado) son desafortunadamente difíciles de obtener a partir del recuerdo retrospectivo, por lo que esta información generalmente no está disponible. En quinto lugar, la clasificación de la lesión de HSI (es decir, definición de lesión, ubicación, mecanismo de lesión, gravedad, momento de ocurrencia) no se ha realizado de manera sistemática en los diversos estudios. En sexto lugar, la mayoría de los estudios han utilizado medidas de autoinforme para recopilar datos sobre lesiones, por lo que son propensos a recordar sesgos. En séptimo lugar, el tiempo de aparición de la lesión de HSI utilizado en los estudios presentados en la Tabla 3 y la Tabla 4 varía de dos meses a ~5 años antes del reclutamiento del estudio. Los hallazgos de dos estudios que monitorean el cambio a lo largo del tiempo para un número limitado de casos de HSI sugieren que las alteraciones evidentes en la biomecánica del sprint en la recurrencia RTP pueden no persistir indefinidamente [39,58]. Por lo tanto, analizar los datos de un pequeño número de participantes con grandes diferencias en el tiempo entre la HSI

anterior y el reclutamiento del estudio podría ser problemático. En octavo lugar, el mecanismo de la lesión rara vez se informa, por lo que las cohortes previamente lesionadas probablemente incluyeron personas que sufrieron una lesión de HSI en una variedad de formas diferentes. Esta heterogeneidad podría ser un problema si una HSI relacionada con la carrera afecta la biomecánica del sprint de manera diferente a un mecanismo de lesión relacionado con patadas o el estiramiento [65]. Noveno, en algunos estudios, los criterios de inclusión sólo requerían que los participantes perdieran un mínimo de 48 horas de entrenamiento y/o exposición al partido, lo que genera algunas preocupaciones sobre la gravedad de la lesión de HSI. Según Fuller y cols. [66] declararon un consenso sobre la clasificación de la gravedad de las lesiones, con un período de tiempo que corresponde a las lesiones de gravedad mínima y leve. Es posible que las variables biomecánicas de los sprints tengan menos probabilidades de verse afectadas después de una HSI menor en comparación con una lesión más grave. En general, la situación actual de los estudios transversales enumerados en la Tabla 3 y la Tabla 4 debe interpretarse como una ausencia de evidencia más que como una evidencia de ausencia. No hay suficientes estudios de alta calidad disponibles para establecer con seguridad si cómo una lesión de HSI previa afecta la biomecánica del sprint.

### **¿Podría la biomecánica del sprint ser un factor de riesgo de lesiones por distensión de los isquiotibiales?**

La principal limitación de los estudios enumerados en la Tabla 3 y la Tabla 4 es que no brindan información sobre la causa o el efecto. No se sabe si existían diferencias en las variables biomecánicas del sprint (si se observaban) antes de la lesión y podrían ser factores causales, o si fueron simplemente una consecuencia de la lesión y, por lo tanto, deben considerarse deficiencias no resueltas. Para abordar este problema, se deben considerar estudios prospectivos que investiguen la asociación entre la biomecánica del sprint y las lesiones de HSI futuras. Hasta donde sabemos, hasta la fecha sólo se han publicado cinco de estos estudios (tabla 5) [47,48,51,52,53].

**Tabla 5.** Estudios prospectivos que investigan la asociación entre la biomecánica del sprint y el riesgo de lesión de HSI.

References	Study Population	Follow Up Period	Methods	Tasks	Variables	Number of Hx	Results
Schuermans et al. [52]	51 ♂ amateur soccer players	18 months	Laboratory based. Over-ground sprinting. Data measured using sEMG system.	12 × maximal sprints over 40 m	sEMG of trunk cluster (external and internal obliques, erector spinae), GM, MH and LH.	15 Hx	H0 displayed: → Significantly higher sEMG of the trunk cluster during early swing ( $p = 0.027$ ). → Significantly higher sEMG of the GM during the late swing phase ( $p = 0.042$ ).
Schuermans et al. [47]	29 ♂ amateur soccer players	18 months	Laboratory based. Over-ground sprinting. Data measured using 3D MOCAP.	12 × maximal sprints over 40 m	3D joint $\theta$ of the hip, knee and ankle joints; 3D segment $\theta$ of the pelvis and thorax.	4 Hx	Hx displayed: → Significantly greater APT angle during early swing phase. → Significantly greater thoracic lateral flexion during late swing phase.
Haugen et al. [48]	21 ♂ sprinters	12 months	Field based. Over-ground sprinting. Data measured using 3D MOCAP.	3 × 20 m flying sprints preceded by 30–50 m to build up speed.	Step velocity, step length, step rate, contact time, aerial time, touchdown (TD) $\theta$ , interthigh $\theta$ , liftoff (LO) $\theta$ , thigh and knee $\theta$ at LO, maximal thigh flexion, range of thigh motion, knee flexion at maximal thigh extension and horizontal ankle velocity.	12 Hx	No significant difference reported.
Kenneally-Dabrowski [53]	10 ♂ elite rugby players	Super Rugby season	Laboratory based. Over-ground sprinting. Data measured using 3D MOCAP and Force plates.	3 × maximal sprints over 50 m.	3D joint $\theta$ of the hip and knee; 3D segment $\theta$ of the pelvis and thorax; 3D hip and knee joint M and P, during the late swing phase.	3 Hx	Hx displayed: → Significantly greater thoracic lateral flexion. → Significantly greater hip joint extension moment. → Significantly greater knee joint power absorption.
Edouard et al. [51]	284 ♂ youth elite, amateur and professional soccer players.	Entire soccer season	Field based. Over-ground sprinting. Data measured using radar gun/laser distance measurement system+biomechanical model to estimate sprints mechanical variables.	2 × 30 m sprints	- Velocity - Horizontal force - Maximal power	47 injuries in 38 Hx	→ No significant association between Hx and kinetics data when only considering baseline data. → Significant association between Hx and lower net horizontal force production when considering value at each measurement session.

♂: male, Hx: participants suffering HSI, H0: participants who did not suffer HSI, MOCAP: motion capture,  $\theta$ : angle,  $\omega$ : Angular velocity, M: moment, P: power, LH: lateral hamstring, MH: medial hamstring and GM: Gluteus Maximus

Un estudio prospectivo se centró en la actividad sEMG de los músculos del tronco y la cadera durante el sprint sobre el suelo. Schuermans y cols. [52] registraron la actividad sEMG de los oblicuos externos e internos, erector de la columna, glúteo mayor, isquiotibiales medial y BF para 51 jugadores de fútbol amateur. Los participantes aceleraron al máximo más de 40 m en una pista cubierta y los datos experimentales se capturaron entre 15 y 25 m desde el lugar de inicio. Los participantes fueron monitoreados durante 18 meses después de las pruebas de referencia. Utilizando el mapeo paramétrico estadístico para analizar los datos, los jugadores que no experimentaron una lesión de HSI ( $n = 36$ ) mostraron una actividad sEMG normalizada significativamente más alta para el glúteo mayor durante la parte final del swing que los jugadores que no sufrieron una lesión ( $n = 15$ ). Los jugadores no lesionados también mostraron una actividad sEMG normalizada significativamente más alta para un grupo de músculos del tronco (actividad sEMG combinada para los oblicuos externos e internos y el erector de la columna) durante la parte inicial del swing. Usando una regresión logística binaria, el riesgo de sufrir una HSI se redujo en un 20% por cada incremento del 10% en la actividad de sEMG del glúteo mayor durante la parte final del swing ( $p = 0.023$ ; ratio, 0.98; IC 95%, 0.963-0.997) y en 6 % por cada incremento del 10% en la actividad sEMG del grupo de músculos del tronco durante la parte inicial del swing ( $p = 0,007$ ; razón de posibilidades, 0.99; IC del 95%, 0.989-0.998). Se concluyó que una mayor actividad de los músculos del tronco y los glúteos durante la fase de balanceo (swing) al hacer un sprint puede ser importante para reducir el riesgo de lesión de HSI.

Los otros cuatro estudios prospectivos se centraron en las variables cinemáticas y/o cinéticas durante el sprint sobre el suelo [47,48,51,53]. Haugen y cols. [48] examinaron 14 variables cinemáticas diferentes relacionadas con la asimetría entre las extremidades durante el sprint, pero ninguna fue significativamente diferente entre los atletas que sufrieron una lesión de HSI dentro de un período de seguimiento de 12 meses ( $n = 12$ ) y los que no ( $n = 9$ ). Por el contrario, Schuermans y cols. [47] recopilaron datos cinemáticos del tronco y de las extremidades inferiores durante el sprint de 29 jugadores de fútbol amateurs. Cuatro jugadores sufrieron una HSI durante el período de seguimiento de 1.5 temporada. En comparación

con los controles emparejados, los jugadores posteriormente lesionados mostraron una inclinación pélvica anterior significativamente mayor durante el inicio del swing y una flexión lateral torácica significativamente mayor hacia el lado ipsilateral durante el final del swing. Kenneally-Dabrowski y cols. [53] registraron la cinemática del tronco, así como la cinemática y la cinética de las extremidades inferiores durante el sprint para 10 jugadores profesionales de la Unión de Rugby. Los participantes aceleraron al máximo más de 50 m en una pista cubierta y los datos se capturaron entre los 30 y 50 m desde la ubicación de inicio. Los datos se analizaron sólo para la fase del swing y los jugadores fueron monitoreados durante toda la temporada de competencia después de las pruebas de referencia. Utilizando el análisis de componentes funcionales para identificar patrones de variabilidad en los datos cinemáticos y cinéticos, se encontró que los jugadores posteriormente lesionados ( $n = 3$ ) mostraban una mayor flexión lateral torácica hacia el lado ipsilateral, así como un mayor momento pico de la extensión de la cadera y un aumento pico de la articulación de la rodilla en la absorción de la potencia durante el final del swing [53]. Sin embargo, no se encontraron diferencias entre los grupos para el grado de inclinación pélvica anterior durante el sprint. Más recientemente, Edouard y cols. [51] analizaron la asociación entre la mecánica de aceleración del sprint y la aparición de una lesión de HSI en una cohorte de 284 jugadores de fútbol. El sistema de pistola de radar se utilizó para capturar datos de interés: la producción de fuerza horizontal máxima predicha a velocidad cero y la velocidad del sprint predicha donde aún se puede producir fuerza horizontal. Los jugadores fueron evaluados en distintos momentos a lo largo de la temporada, y el número de pruebas completadas por participante varió de uno a seis.

Se observaron un total de 47 nuevas lesiones de HSI en 38 jugadores. Si bien no se encontró que los datos iniciales de referencia estuvieran asociados con nuevas ocurrencias de lesión de HSI, cuando se consideraron los datos recopilados en todos los puntos de tiempo durante la temporada, se reveló una relación significativa entre la producción de fuerza horizontal máxima prevista más baja y una mayor probabilidad de que ocurra una nueva lesión de HSI dentro de las semanas después de la prueba.

La herramienta QUIPS encontró que los cinco estudios prospectivos tenían un alto riesgo de sesgo (Tabla 2), lo que limita nuestra capacidad para sacar conclusiones firmes al cotejar los hallazgos. Estos estudios también tienen algunas otras limitaciones dignas de mencionar. Primero, para hacer comparaciones entre los músculos con respecto a la amplitud de la actividad de sEMG, Schuermans y cols. [52] utilizaron contracciones voluntarias máximas isométricas separadas para normalizar los datos. Si bien este método se incluye en las directrices sobre electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos (SENIAM) [67], las condiciones difieren drásticamente de la tarea de interés (es decir, hacer un sprint). En última instancia, las comparaciones entre músculos a partir de la amplitud de la señal de la actividad de sEMG dependen críticamente del método particular utilizado para normalizar los datos, de ahí que los hallazgos de Schuermans y cols. [52] deben interpretarse teniendo en cuenta este punto. Por ejemplo, el glúteo mayor normalizó la actividad de sEMG durante el final del swing y la postura temprana para los jugadores que no experimentaron una HSI, tenía una amplitud promedio entre 200% y 300%, lo que indicaría que la tarea de normalización para la actividad de sEMG del glúteo mayor en este estudio no lo provocó verdaderas contracciones voluntarias máximas. En segundo lugar, Kenneally-Dabrowski y cols. [53] utilizaron una dinámica inversa para calcular los momentos y potencias de las articulaciones, pero los datos se expresaron en unidades absolutas, por lo que es posible que las diferencias informadas en la cinética de las articulaciones puedan atribuirse a la variabilidad en las propiedades antropométricas entre los sujetos. Kenneally-Dabrowski y cols. [53] tampoco cuantificaron la biomecánica de hacer un sprint durante la postura, que es una fase del ciclo de zancadas en la que se sabe que los isquiotibiales están muy activados y generan fuerza [32,68] y algunos creen que son vulnerables a las lesiones [16,69]. En tercer lugar, sólo se observó un número relativamente pequeño de HSI al combinar los números en estos cinco estudios prospectivos. El número total de participantes fue  $n = 395$ , con  $n = 72$  (18%) de estos participantes que sufrieron una HSI durante el período de seguimiento. En cuarto lugar, ninguno de los estudios abordó adecuadamente el efecto de las variables de confusión. Por ejemplo, un factor de confusión importante es la exposición a los sprints y otros entrenamientos de alta intensidad y o actividades de partidos durante el período de seguimiento. Edouard y cols. [51] capturaron la exposición semanal en horas de entrenamiento y competición de fútbol. Sin embargo, ninguno de los estudios prospectivos cuantificó formalmente (por ejemplo, utilizando datos de GPS) la exposición a acciones de sprint de alta intensidad relevantes.

### **Limitaciones de la revisión**

No se realizó una revisión sistemática formal, principalmente debido a la evidencia general de baja calidad del número relativamente pequeño de estudios disponibles más los protocolos heterogéneos utilizados en los estudios para registrar datos biomecánicos del sprint. En cambio, se ha proporcionado un resumen detallado de la investigación pertinente, que se considera una práctica razonable en tales circunstancias [70].

### **Direcciones futuras**

Las investigaciones futuras deben abordar algunas de las limitaciones destacadas en esta revisión. Los estudios deben diseñarse de acuerdo con una herramienta de evaluación de la calidad como el QUIPS y registrarse previamente para que las hipótesis de investigación planificadas se documenten a priori. Para explorar el efecto de una lesión de HSI previa

sobre la biomecánica del sprint, se pueden realizar estudios transversales en los que se recluten grupos homogéneos. Un grupo de control compuesto por atletas que han tenido una exposición de un entrenamiento y/o a un partido suficiente y regular y nunca han sufrido una HSI durante su carrera deportiva, podría compararse con un grupo de participantes con antecedentes de HSI unilateral (por ej., el momento en que ocurrió la lesión entre 6 y 12 meses antes del reclutamiento para el estudio). Idealmente, cada caso de lesión de HSI debe tener confirmación radiológica (por ej., resonancia magnética), involucrar el mismo músculo (por ej., la BFLH), tener un mecanismo de lesión similar (por ej., relacionado con la carrera) y ser de gravedad suficiente cuando haya una interrupción significativa del entrenamiento completo y/o se requirieron coincidencias (por ej., mínimo de 3 a 4 semanas). Puede resultar beneficioso repetir los análisis transversales en varios puntos de tiempo después de una HSI para determinar el comportamiento longitudinal de cualquier deficiencia observada en la biomecánica del sprint. Por ejemplo, las variables de interés podrían registrarse hacia el final del período de rehabilitación cuando el atleta ha reiniciado el sprint, en el momento del RTP, y luego en puntos de tiempo predefinidos después del RTP (por ejemplo, cada 2 meses) para un cierto período de seguimiento. (por ejemplo, 6 meses). Para descifrar la causa o el efecto, los estudios prospectivos a gran escala son fundamentales para establecer si ciertas variables biomecánicas del sprint están asociadas con el riesgo de lesión de HSI, pero estos estudios siempre serán difíciles de realizar [71]. La dificultad de reclutar una cohorte de participantes con un número suficientemente grande de casos de lesión de HSI (es decir, índice de lesiones y/o recurrentes) para completar un estudio prospectivo con suficiente potencia podría quizás superarse mediante la exploración de oportunidades de colaboración que involucren a varios grupos de investigación con intereses similares, y un enfoque que ha sido adoptado recientemente por Edouard y cols. [51].

## Conclusiones

Esta revisión narrativa recopiló la evidencia disponible que respalda el vínculo potencial entre la biomecánica del sprint y las lesiones de HSI. Catorce estudios abordaron la cuestión de si una lesión de HSI previo afecta la biomecánica del sprint. Debido a los resultados mixtos y al alto riesgo de sesgo de 11 de estos estudios, no se pudo determinar una respuesta definitiva a esta pregunta. Cinco estudios investigaron si la biomecánica del sprint podría representar un riesgo de lesión de HSI en el futuro. A pesar de que cuatro de estos estudios informaron algunas asociaciones significativas, se evaluó que todos tenían un alto riesgo de sesgo. Si bien los estudios completados hasta la fecha han arrojado algunos hallazgos interesantes y han estimulado algunas nuevas direcciones para futuras investigaciones, desafortunadamente la evidencia disponible no pudo proporcionar una perspectiva clara y no conflictiva sobre el vínculo potencial entre la biomecánica del sprint y las lesiones de HSI.

## Financiamiento

Este proyecto de investigación no recibió financiación externa.

## Conflictos de interés

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

## REFERENCIAS

1. Brooks, J.; Fuller, C.W.; Kemp, S.; Reddin, D.B. (2006). Incidence, risk, and prevention of hamstring muscle injuries in professional rugby union. *Am. J. Sports Med.* 2006, 34, 1297-1306. [
2. Ekstrand, J.; Häggglund, M.; Waldén, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *Am. J. Sports Med.* 2011, 39, 1226-1232.
3. Ekstrand, J.; Häggglund, M.; Walden, M. (2009). Injury incidence and injury patterns in professional football: The UEFA injury study. *Br. J. Sports Med.* 2009, 45, 553-558.
4. Orchard, J.; Seward, H. (2002). Epidemiology of injuries in the Australian football league, seasons 1997-2000. *Br. J. Sports Med.* 2002, 36, 39-44.
5. Häggglund, 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. *Br. J. Sports Med.* 2013, 47, 738-742.
6. McCall, A.; Carling, C.; Nedelec, M.; Davison, M.; Le Gall, F.; Berthoin, S.; Dupont, G. (2014). Risk factors, testing and preventative strategies for non-contact injuries in professional football: Current perceptions and practices of 44 teams from various premier leagues. *Br. J. Sports Med.* 2014, 48, 1352-1357.
7. Hickey, J.; Shield, A.J.; Williams, M.D.; A Opar, D. (2014). The financial cost of hamstring strain injuries in the Australian Football League. *Br. J. Sports Med.* 2014, 48, 729-730.
8. Ekstrand, J.; Walden, M.; Häggglund, 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. *Br. J. Sports Med.* 2016, 50, 731-737.
9. Roe, M.; Murphy, J.C.; Gissane, C.; Blake, C. (2018). Hamstring injuries in elite Gaelic football: An 8-year investigation to identify injury rates, time-loss patterns and players at increased risk. *Br. J. Sports Med.* 2018, 52, 982-988.

10. Woods, C.; Hawkins, R.D.; Maltby, S.; Hulse, M.; Thomas, A.; Hodson, A. (2004). The football association medical research programme: An audit of injuries in professional football--analysis of hamstring injuries. *Br. J. Sports Med.* 2004, 38, 36-41.
11. Gabbe, B.J.; Finch, C.F.; Bennell, K.L.; Wajswelner, H. (2005). Risk factors for hamstring injuries in community level Australian football. *Br. J. Sports Med.* 2005, 39, 106-110.
12. Verrall, G.M.; Slavotinek, J.P.; Barnes, P.G.; Fon, G.T. (2003). Diagnostic and prognostic value of clinical findings in 83 athletes with posterior thigh injury: Comparison of clinical findings with magnetic resonance imaging documentation of hamstring muscle strain. *Am. J. Sports Med.* 2003, 31, 969-973.
13. Chumanov, E.S.; Heiderscheid, B.C.; Thelen, D.G. (2011). Hamstring musculotendon dynamics during stance and swing phases of high-speed running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2011, 43, 525-532.
14. 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. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2012, 44, 647-658.
15. Dorn, T.W.; Schache, A.; Pandy, M.G. (2012). Muscular strategy shift in human running: Dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *J. Exp. Biol.* 2012, 215, 1944-1956.
16. 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. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2015, 47, 373-380.
17. Higashihara, A.; Nagano, Y.; Ono, T.; Fukubayashi, T. (2015). Differences in activation properties of the hamstring muscles during overground sprinting. *Gait Posture* 2015, 42, 360-364.
18. Higashihara, A.; Ono, T.; Kubota, J.; Okuwaki, T.; Fukubayashi, T. (2010). Functional differences in the activity of the hamstring muscles with increasing running speed. *J. Sports Sci.* 2010, 28, 1085-1092.
19. Higashihara, A.; Nagano, Y.; Ono, T.; Fukubayashi, T. (2017). Differences in hamstring activation characteristics between the acceleration and maximum-speed phases of sprinting. *J. Sports Sci.* 2017, 36, 1313-1318.
20. Wiemann, K.; Tidow, G. (1995). Relative activity of hip and knee extensors in sprinting—Implications for training. *N. Stud. Athletics* 1995, 10, 29-49.
21. Debaere, S.; Delecluse, C.; Aerenhouts, D.; Hagman, F.; Jonkers, I. (2015). Control of propulsion and body lift during the first two stances of sprint running: A simulation study. *J. Sports Sci.* 2015, 33, 2016-2024.
22. Hamner, S.R.; Seth, A.; Delp, S.L. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *J. Biomech.* 2010, 43, 2709-2716.
23. Pandy, M.G.; Lai, A.K.M.; Schache, A.G.; Lin, Y. (2012). How muscles maximize performance in accelerated sprinting. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 2021, 31, 1882-1896.
24. 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. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 2019, 29, 1083-1091.
25. 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. *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* 2013, 113, 2813-2828.
26. Buckthorpe, M.; Wright, S.; Bruce-Low, S.; Nanni, G.; Sturdy, T.; Gross, A.S.; Bowen, L.; Styles, B.; Della Villa, S.; Davison, M.; et al. (2019). Recommendations for hamstring injury prevention in elite football: Translating research into practice. *Br. J. Sports Med.* 2019, 53, 449-456.
27. Hansen, D.M. (2014). Identifying opportunities for enhanced hamstring health through improved running mechanics and proper loading progressions. *N. Stud. Athletics* 2014, 29, 25-32.
28. 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. *J. Sci. Med. Sport* 2017, 20, 250-254.
29. Oakley, A.J.; Jennings, J.; Bishop, C.J. (2018). Holistic hamstring health: Not just the Nordic hamstring exercise. *Br. J. Sports Med.* 2018, 52, 816-817.
30. van Dyk, N.; Glasgow, P. (2019). Clinical approach to the sprinter with repeated hamstring muscle injuries. *Aspetar Sports Med. J.* 2019, 8, 286-292.
31. Edouard, P.; Mendiguchia, J.; Guex, K.; Lahti, J.; Samozino, P.; Morin, J.B. (2019). Sprinting: A potential vaccine for hamstring injury? *Sport Perform. Sci. Rep.* 2019, 1, 1-2.
32. Mann, R.; Sprague, P. (1980). A kinetic analysis of the ground leg during sprint running. *Res. Q. Exerc. Sport* 1980, 51, 334-348.
33. Mann, R.V. (1981). A kinetic analysis of sprinting. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1981, 13, 325-328.
34. Heynen, M. (2001). Hamstring injuries in sprinting. *New Stud. Athl.* 2001, 16, 43-48.
35. Hayden, J.A.; Van Der Windt, D.A.; Cartwright, J.L.; Côté, P.; Bombardier, C. (2013). Assessing bias in studies of prognostic factors. *Ann. Intern. Med.* 2013, 158, 280-286.
36. Green, B.; Bourne, M.; Pizzari, T. (2018). Isokinetic strength assessment offers limited predictive validity for detecting risk of future hamstring strain in sport: A systematic review and meta-analysis. *Br. J. Sports Med.* 2018, 52, 329-336.
37. 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. *Br. J. Sports Med.* 2020, 54, 1081-1088.
38. 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. *J. Sci. Med. Sport* 2019, 22, 16-21.
39. Mendiguchia, J.; Samozino, P.; Martinez-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. *Int. J. Sports Med.* 2014, 35, 690-695.
40. Ishøi, L.; Thorborg, K.; Hölmich, P.; Krommes, K. (2020). Sprint performance in football (soccer). *players with and without a previous hamstring strain injury: An explorative cross-sectional study.* *Int. J. Sports Phys. Ther.* 2020, 15, 947-957.
41. Iboshi, A.; Ae, M.; Suenaga, M.; Miyashita, K. (1988). *Torque Patterns of Sprinters Who Had Suffered from Hamstring Muscles Strain*; Free University Press: Amsterdam, The Netherlands, 1988.

42. 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. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2009, 41, 1942-1951.
43. Silder, A.; Thelen, D.G.; Heiderscheit, B.C. (2010). Effects of prior hamstring strain injury on strength, flexibility, and running mechanics. *Clin. Biomech.* 2010, 25, 681-686.
44. 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. *J. Strength Cond. Res.* 2010, 24, 2539-2544.
45. 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. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 2016, 26, 413-420.
46. Barreira, P.; Drust, B.; Robinson, M.A.; Vanrenterghem, J. (2015). Asymmetry after hamstring injury in English Premier League: Issue resolved, or perhaps not? *Int. J. Sports Med.* 2015, 36, 455-459
47. 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* 2017, 57, 270-277.
48. Haugen, T.; Danielsen, J.; McGhie, D.; Sandbakk, O.; Ettema, G. (2017). Kinematic stride cycle asymmetry is not associated with sprint performance and injury prevalence in athletic sprinters. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 2017, 28, 1001-1008.
49. 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. *J. Sports Sci.* 2019, 37, 2744-2750.
50. Crow, J.; Semciw, A.; Couch, J.; Pizzari, T. (2020). Does a recent hamstring muscle injury affect the timing of muscle activation during high speed overground running in professional Australian Football players? *Phys. Ther. Sport* 2020, 43, 188-194.
51. 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. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2021, 18, 7827.
52. 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. *Am. J. Sports Med.* 2017, 45, 1315-1325.
53. 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. *J. Biomech.* 2019, 92, 112-119.
54. McKenna, M.; Riches, P.E. (2007). A comparison of sprinting kinematics on two types of treadmill and over-ground. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 2007, 17, 649-655.
55. Morin, J.B.; Sève, P. (2011). Sprint running performance: Comparison between treadmill and field conditions. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2011, 111, 1695-1703.
56. Samozino, P.; Rabita, G.; Dorel, S.; Slawinski, J.; Peyrot, N.; De Villarreal, E.S.; Morin, J.-B. (2016). A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 2016, 26, 648-658.
57. Mendiguchia, J.; Edouard, P.; Samozino, P.; Brughelli, M.; Cross, M.; Ross, A.; Gill, N.; Morin, J.B. (2016). Field monitoring of sprinting power-force-velocity profile before, during and after hamstring injury: Two case reports. *J. Sports Sci.* 2016, 34, 535-541.
58. Setuain, I.; Lecumberri, P.; Izquierdo, M. (2017). Sprint mechanics return to competition follow-up after hamstring injury on a professional soccer player: A case study with an inertial sensor unit based methodological approach. *J. Biomech.* 2017, 63, 186-191.
59. Brown, S.R.; Cross, M.R.; Girard, O.; Brocherie, F.; Samozino, P.; Morin, J.B. (2017). Kinetic sprint asymmetries on a non-motorised treadmill in Rugby Union athletes. *Int. J. Sports Med.* 2017, 38, 1017-1022.
60. Exell, T.; Irwin, G.; Gittoes, M.; Kerwin, D. (2017). Strength and performance asymmetry during maximal velocity sprint running. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 2017, 27, 1273-1282.
61. Korhonen, M.T.; Suominen, H.; Viitasalo, J.T.; Liikavainio, T.; Alen, M.; Mero, A.A. (2010). Variability and symmetry of force platform variables in maximum-speed running in young and older athletes. *J. Appl. Biomech.* 2010, 26, 357-366.
62. Meyers, R.W.; Oliver, J.L.; Hughes, M.G.; Lloyd, R.S.; Cronin, J.B. (2017). Asymmetry during maximal sprint performance in 11- to 16-year-old boys. *Pediatr. Exerc. Sci.* 2017, 29, 94-102.
63. Goerger, B.M.; Marshall, S.; I Beutler, A.; Blackburn, J.T.; Wilckens, J.H.; Padua, D. (2015). Anterior cruciate ligament injury alters preinjury lower extremity biomechanics in the injured and uninjured leg: The JUMP-ACL study. *Br. J. Sports Med.* 2015, 49, 188-195.
64. Wikstrom, E.A.; Naik, S.; Lodha, N.; Cauraugh, J.H. (2010). Bilateral balance impairments after lateral ankle trauma: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture* 2010, 31, 407-414.
65. Askling, C. (2011). Types of hamstring injuries in sports. *Br. J. Sports Med.* 2011, 45.
66. Fuller, C.W.; Ekstrand, J.; Junge, A.; Andersen, T.E.; Bahr, R.; Dvorak, J.; Hagglund, M.; McCrory, P.; Meeuwisse, W.H. (2006). Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer). *Injuries. Scand. J. Med. Sci. Sports* 2006, 16, 83-92.
67. Hermens, H.J.; Freriks, B.; Disselhorst-Klug, C.; Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2000, 10, 361-374.
68. Martin, J.A.; Brandon, S.C.E.; Keuler, E.M.; Hermus, J.R.; Ehlers, A.C.; Segalman, D.J.; Allen, M.S.; Thelen, D.G. (2018). Gauging force by tapping tendons. *Nat. Commun.* 2018, 9, 1592.
69. 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. *J. Biomech.* 2008, 41, 3121-3126.
70. Grant, M.J.; Booth, A. (2009). A typology of reviews: An analysis of 14 review types and associated methodologies. *Health Inf. Libr.*

*J. 2009, 26, 91-108.*

71. Bahr, R.; Holme, I. (2003). Risk factors for sports injuries—A methodological approach. *Br. J. Sports Med.* 2003, 37, 384-392.

### **Cita Original**

Kalema RN, Schache AG, Williams MD, Heiderscheit B, Siqueira Trajano G, Shield AJ. (2021) Sprinting Biomechanics and Hamstring Injuries: Is There a Link? A Literature Review. *Sports.* 2021; 9(10):141. <https://doi.org/10.3390/sports9100141>