

Máster en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

TRABAJO FIN DE MÁSTER

Función de la musculatura isquiosural durante la carrera a alta velocidad: revisión sistemática

Aitor Gandarias Madariaga

Vitoria-Gasteiz, mayo de 2021

Función de la musculatura isquiosural durante la carrera a alta velocidad: revisión sistemática

Trabajo Fin de Máster para optar al Título de Máster en **Ciencias de la Actividad Física y del Deporte**

Presentado por **Aitor Gandarias Madariaga**

Tutor/a Dr./Dra. D./D^a **Asier Zubillaga Zubiaga**

En Vitoria-Gasteiz, a 16 de mayo de 2021

Firma de/de la alumno/a:



Fdo: D./D^a Aitor Gandarias Madariaga

V^o.B^o. del Tutor/a:



Fdo: Dr./Dra. D./D^a Asier Zubillaga Zubiaga

ÍNDICE

1. Resumen.....	4
2. Introducción	5
2.1. <i>La lesión isquiosural en el fútbol</i>	5
3. Método	11
3.1. <i>Protocolo y registro</i>	11
3.2. <i>Criterios de elegibilidad</i>	11
3.3. <i>Fuentes de información</i>	12
3.4. <i>Búsqueda</i>	12
3.5. <i>Selección de estudios</i>	12
3.6. <i>Proceso de la colección de datos</i>	12
3.7. <i>Valoración crítica de los estudios individuales</i>	12
3.8. <i>Síntesis de los resultados</i>	13
4. Resultados.....	14
4.1. <i>Selección de estudios</i>	14
4.2. <i>Características de los estudios</i>	15
4.3. <i>Valoración crítica dentro de los estudios</i>	15
4.4. <i>Síntesis de los resultados</i>	15
4.4.1. Biomecánica de la carrera a alta velocidad	16
4.4.2. Factores que alteran la función de los isquiosurales durante la carrera a alta velocidad	22
5. Discusión	27
6. Limitaciones y futuras líneas de investigación	31
7. Conclusiones	31
8. Referencias.....	32
9. Anexos	41
9.1. <i>Checklist de PRISMA</i>	41
9.2. <i>Lista de Downs and Black modificada</i>	41
9.3. <i>Características de los estudios incluidos en la revisión</i>	43
9.4. <i>Resultados de la lista modificada de Downs and Black</i>	48

1. Resumen

Contexto: las lesiones musculares, y concretamente, la lesión por distensión isquiosural es la lesión por no-contacto más común en la mayoría de deportes en los que existe una gran demanda de carreras a alta velocidad. No obstante, a pesar de ser una lesión tan habitual entre estos deportistas, el mecanismo lesivo no está claramente definido.

Objetivos: el objetivo principal de este estudio es examinar cuáles son las demandas específicas de los músculos isquiosurales durante la carrera a alta velocidad o sprint, para después analizar qué factores afectan a estas demandas, para tener una visión más completa de la lesión.

Diseño: se llevó a cabo una revisión sistemática siguiendo la declaración PRISMA. Se realizó una búsqueda sistemática utilizando las bases de datos PubMed, Scopus y ScienceDirect, el martes, 18 de mayo de 2021. Después de una primera búsqueda general, se utilizaron las palabras clave junto con los operadores booleanos para seleccionar los estudios que cumplieran los criterios de elegibilidad basados en las preguntas PICOS. Los estudios incluidos cumplían los siguientes criterios de inclusión: (a) participantes mayores de 18 años, (b) análisis del mecanismo lesivo durante la carrera a alta velocidad o factores que influyen, (c) estudios descriptivos o de cohorte, (d) escritos en inglés, y (e) estudios publicados a partir del año 2000.

Resultados: de 465 estudios iniciales se seleccionaron 14 para su inclusión en la revisión. Según los resultados, en cuanto al mecanismo lesivo, la gran mayoría de los estudios indican que el grupo isquiosural se encuentra bajo una gran demanda tanto en la fase final del swing como en la fase temprana de apoyo, en los dos casos mostrando picos de fuerza, para realizar una gran extensión de cadera y flexión de rodilla, aunque se cree que es más exigente el primero (swing), ya que se alcanzan longitudes músculo-tendinosas superiores y ejecutan trabajo negativo (contracción excéntrica). Sin embargo, a causa de diversos factores como el aumento de la velocidad, inclinación anterior del tronco, alteraciones lumbo-pélvicas, y las lesiones previas, estas mecánicas pueden verse modificadas e incrementar el riesgo de sufrir una lesión isquiosural.

Conclusiones: los músculos isquiosurales se encuentran bajo una gran demanda mayormente durante dos momentos de la carrera a alta velocidad, que son la fase final del swing y la fase temprana de apoyo, siendo estos los puntos críticos en los que aumenta el riesgo de lesión. No obstante, es necesario considerar que una gran cantidad de factores influyen en la lesión isquiosural afectando directamente su función.

Palabras clave: sprint, biomecánica, lesión isquiosural, factores de riesgo.

2. Introducción

2.1. La lesión isquiosural en el fútbol

En los equipos de fútbol profesionales, las lesiones suponen una gran falta de disponibilidad cada temporada, es más, se estima que en un equipo profesional formado por 25 jugadores, normalmente, sufren 50 lesiones dentro de una temporada deportiva, lo que equivale a dos lesiones por jugador (J Ekstrand et al., 2011; López-Valenciano et al., 2020). Por esta razón, no es de extrañar que la disponibilidad de los jugadores para jugar partidos tenga una alta correlación ($r > 0.85$) con el éxito del equipo (i.e., posición del ranking, partidos ganados, goles anotados y puntos totales). Asimismo, las lesiones también suponen una carga financiera significativa para los clubes de fútbol (p.ej., el costo promedio de un jugador del primer equipo en ligas de fútbol europeas es de unos 500.000€/mes) (Eirale et al., 2013; Jan Ekstrand, 2013; Hägglund et al., 2013; Huygaerts et al., 2020; López-Valenciano et al., 2020).

López-Valenciano y colaboradores (2020) llevaron a cabo una revisión sistemática con meta-análisis acerca de la epidemiología de las lesiones en el fútbol profesional. Observaron una incidencia de 8,1 lesiones por 1000 horas de exposición total, 3,7 por 1000 horas de exposición de entrenamiento y 36,0 por 1000 horas de exposición de partidos¹. En cuanto a la ubicación de las lesiones, parece que las extremidades inferiores tuvieron las mayores tasas de incidencia (6,8 por 1000 horas de exposición) comparando con otras regiones del cuerpo, siendo el muslo el lugar más afectado con 1,8/1000 h (*Figura 1*). El tipo de lesión más común fue del tipo músculo-tendinoso con una incidencia de 4,6/1000 h (*Figura 2*).

¹ La incidencia lesional se calculó mediante estas dos fórmulas: $Incidencia = 1000 \times \left(\frac{\sum \text{lesiones}}{\sum \text{horas de exposición}} \right)$;
 $Incidencia = n^{\circ} \text{ de lesiones} / (n^{\circ} \text{ de partidos} \times 11 \text{ jugadores} \times \text{duración del partido}) \times 1000$

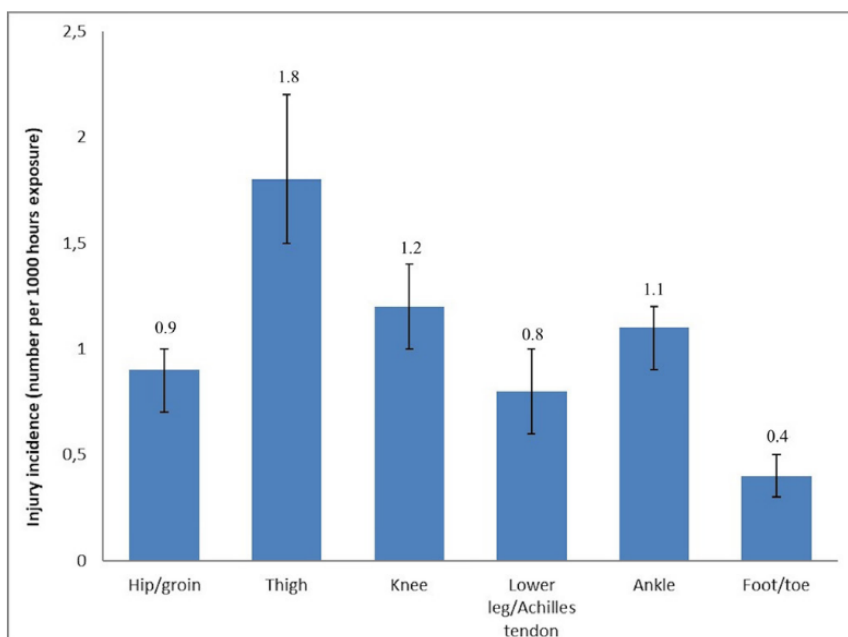


Figura 1. Tasas de incidencia lesional (con IC de 95%) por la ubicación en las extremidades inferiores (López-Valenciano et al., 2020).

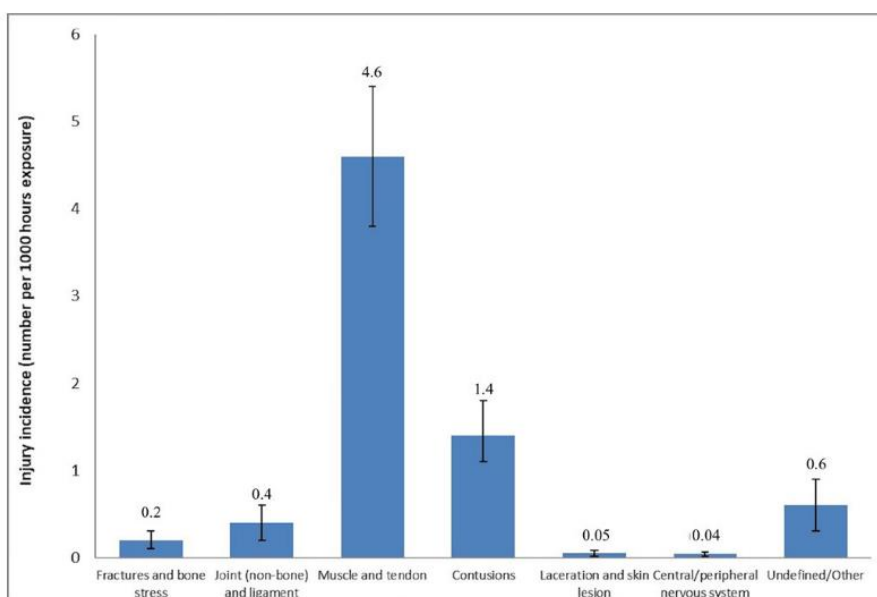


Figura 2. Incidencia lesional (con IC de 95%) por tipo de lesión (López-Valenciano et al., 2020).

En este sentido, las lesiones musculares son uno de los mayores problemas en los jugadores de fútbol y se ha reportado que representan de 20% a 37% de todas las lesiones a nivel profesional masculino y de un 18% a 23% a nivel amateur masculino (Jan Ekstrand et al., 2011). De esta manera, el 92% de todas las lesiones musculares afecta a cuatro grupos musculares principales de las extremidades inferiores: isquiosurales (37%), aductores (23%), cuádriceps (19%) y pantorrilla (13%) (Jan Ekstrand et al., 2011, 2016; Uebliacker et al., 2016).

Siguiendo esta línea, una gran cantidad de estudios científicos han mostrado que la lesión por distensión isquiosural (HSI²) es la lesión por no-contacto más prevalente en deportes donde la demanda de carreras a alta velocidad cobra relevancia, como por ejemplo en el fútbol (Brooks et al., 2005; Danielsson et al., 2020; J Ekstrand et al., 2011; Jan Ekstrand et al., 2011; Gabbe et al., 2006; Hagel, 2005; Henderson et al., 2010; Huygaerts et al., 2020; Opar et al., 2012; Prof et al., 2009; Small et al., 2009; Sole et al., 2011; Woods et al., 2004). Se señala que aproximadamente el 22% de todos los jugadores de fútbol sufren una lesión isquiosural cada temporada (Danielsson et al., 2020; Jan Ekstrand et al., 2016) con un índice de recurrencia de entre el 12-33% (Jan Ekstrand et al., 2011; Huygaerts et al., 2020; Woods et al., 2004), resultando en un promedio de 24 días de tiempo no disponible y, suponiendo un costo muy alto para los atletas y equipos profesionales (Hickey et al., 2014).

Antes de indagar en los factores de riesgo que influyen en esta lesión, es necesario explicar de manera superficial la anatomía funcional de los isquiosurales para poder entender la función principal de los mismos. Los isquiosurales están compuestos por los músculos posteriores del muslo, que son el semimembranoso (SM), semitendinoso (ST), y bíceps femoral (BF) tanto la cabeza larga (BF_{LH} por sus siglas en inglés) como la corta (BF_{SH}). El grupo muscular de los isquiosurales largos (SM, ST, BF_{LH}) cruzan tanto la articulación de la cadera como de la rodilla, por lo tanto participan en la extensión de la cadera, flexión de la rodilla y rotación interna (SM y ST) o externa (BF) de la rodilla, durante la contracción concéntrica (Thorborg et al., 2020). Debemos considerar que la anatomía de los isquiosurales es única y se insinúa que es una de las razones por la cual la incidencia de lesiones es alta en este grupo muscular. La naturaleza biarticular de los isquiosurales largos, la inervación dual del BF y el acortamiento de sus fascículos (un fajo de fibras) son algunos de los factores que se han propuesto como razones por las cuales la anatomía isquiosural influye como riesgo de lesión. Asimismo, el tendón intramuscular del BF es una característica anatómica que se sugiere que suma una dificultad extra a la complejidad a la hora de considerar estrategias de rehabilitación (Brukner & Connell, 2016; Timmins et al., 2016; Woods et al., 2004).

² *Hamstring Strain Injury* en inglés

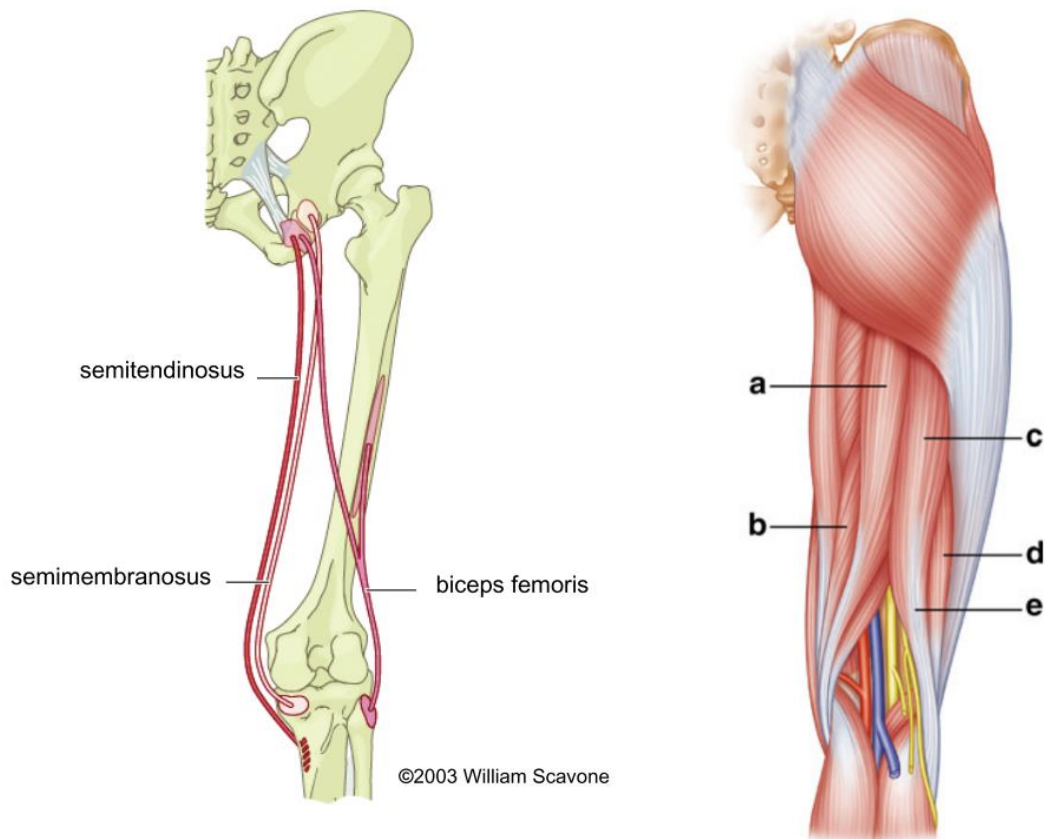


Figura 3. Anatomía del grupo muscular isquiosural mostrada esquemáticamente. (a) ST y (b) SM en la parte medial y BFLH (c y d) y BFSh (d) en la parte lateral del muslo. Modificado de C. Askling & Thorstensson (2008) y Kaeding C. & Borchers R. (2014)

Dado que los isquiosurales están involucrados en una multitud de movimientos atléticos (p.ej., correr, saltar y chutar) su función es importante en el rendimiento del fútbol, particularmente cuando se requiere correr velozmente (Schache et al., 2010, 2011, 2012). Conocer los factores de riesgo que afectan a la lesión de la musculatura isquiosural resulta fundamental para el manejo y el control de la carga del atleta, la prevención de la lesión y la toma de decisión de la vuelta al juego post-lesión. Recientemente, Green y colaboradores (2020) han realizado una revisión sistemática con meta-análisis para estudiar los factores de riesgo potenciales del HSI, en la que se incluyeron 78 estudios. Pudieron observar que existen abundantes factores asociados a esta lesión, dividiéndolos en dos grupos: factores de riesgo modificables y factores de riesgo no-modificables.

Dentro de los factores de riesgo modificables, algunos estudios (De Vos et al., 2014; Schuermans et al., 2015), asociaban los déficits de fuerza en el punto de partida con un mayor riesgo de sufrir HSI, mientras que la flexibilidad, movilidad y el rango de movimiento proporcionaron un valor limitado como factores de riesgo. Además, es necesario considerar que las cualidades de fuerza y flexibilidad cambian con el tiempo y fluctúan en respuesta de la

exposición (es decir, fatiga) (Wollin et al., 2018). La exposición a la carrera es otro factor de riesgo para el HSI. El riesgo de sufrir un HSI subsiguiente es elevado en atletas que se exponen a mayores cargas de carreras a alta velocidad, especialmente cuando se dan aumentos repentinos (dentro de los 7-14 días previos) (Duhig et al., 2016; Ruddy et al., 2018). Estos atletas pueden estar predispuestos a HSI debido a la fatiga y daño muscular inducido excéntricamente asociados con actividades que contienen carreras a alta velocidad (Howatson & Milak, 2009).

Por otra parte, en cuanto a los factores no-modificables, nos encontramos con una mayor edad, antecedentes previos de HSI, una lesión previa del ligamento cruzado anterior y una lesión previa por distensión en la pantorrilla, como los factores más potenciales. Parece ser que con un aumento de la edad el riesgo de sufrir un HSI puede verse afectado (≥ 24 años) (John W. Orchard, 2001). Esto puede ser principalmente por dos razones; (1) la exposición al deporte en cuestión aumenta y (2) por los cambios físicos, tanto estructurales (estructura alterada, ocupación de tipo de fibras, área transversal, “*stiffness*”) como neurológicos (denervación de unidades motoras de alto umbral) inducidos por la edad (Doherty et al., 1993; Faulkner et al., 2007, 2008; Lexell, 1995; Lieber & Fridén, 2000; Narici et al., 2008; J W Orchard et al., 2004; Rods et al., 1997; Timmins et al., 2016). Una lesión previa en la zona de los isquiosurales también puede producir malas adaptaciones tanto a nivel estructural (reducción de la longitud de los fascículos del bíceps femoral, atrofia y tejido cicatrizado) como neurológica (una activación voluntaria reducida) dentro del músculo lesionado (Fyfe et al., 2013; Silder et al., 2008; Timmins et al., 2016). Otro descubrimiento interesante es que los atletas que previamente han padecido una lesión de ligamento cruzado anterior (LCA) tienen una probabilidad (70%) más alta de sufrir un HSI, y, de forma parecida, una lesión anterior por distensión en la pantorrilla incrementa el riesgo hasta un 50%. No obstante, no están del todo claro cuáles son los mecanismos responsables de aumentar el riesgo después de una lesión de LCA, aunque una propiocepción reducida, déficits de fuerza y la alteración de la marcha podrían contribuir (Abourezk et al., 2017; Katayama et al., 2004; Tashman et al., 2004). Igualmente, después de una lesión en la pantorrilla, los isquiosurales se vuelven menos capacitados para tolerar los mecanismos lesivos y las carreras a alta velocidad (Duhig et al., 2016). Todo esto, recalca la importancia de una rehabilitación multifactorial y una mayor consideración por el riesgo de HSI posterior cuando los atletas regresan a jugar después de estas lesiones.

Por lo que respecta al mecanismo lesivo, pese al incremento de publicaciones acerca de la lesión isquiosural, en la actualidad los mecanismos de lesión aún no están claramente definidos. No obstante, en relación a lo anterior, Askling y colaboradores (2012; 2008) plantearon dos tipos

específicos de lesión isquiosural: el primero asociado a movimientos de estiramiento y, el segundo, al que se da durante el sprint o la carrera a alta velocidad. En el primer caso, el movimiento requiere una combinación de una flexión de la cadera junto con la extensión de rodilla (p.ej., chutando) y comúnmente afecta al músculo SM, particularmente al tendón libre proximal. Por el contrario, en el segundo caso, la lesión ocurre durante acciones de intensidades máximas o muy cercanas a las máximas (Heiderscheit et al., 2010) y perjudican especialmente al BF_{LH}, afectando en la mayoría de los casos a la parte músculo-tendinosa (aponeurosis y fibras musculares adyacentes) de la región proximal comparando con la distal. De la misma manera, la lesión producida por el movimiento en estiramiento, normalmente, conlleva un tiempo de recuperación más largo que la lesión provocada por el sprint (C. M. Askling et al., 2012; C. Askling & Thorstensson, 2008; Danielsson et al., 2020; Huygaerts et al., 2020; Koulouris & Connell, 2003). Además, cabe destacar que la mayoría de lesiones de HSI ocurren durante la carrera a alta velocidad o esprintando (C. M. Askling et al., 2012; C. Askling & Thorstensson, 2008; Huygaerts et al., 2020; Liu et al., 2012; Schache et al., 2012). Por esta razón, el objetivo principal de esta revisión será analizar y entender cuáles son las demandas específicas de los músculos isquiosurales durante la carrera a alta velocidad o sprint, y ver qué factores afectan a estas demandas, para comprender cómo puede ocurrir la lesión, es decir, el mecanismo de lesión.

3. Método

3.1. Protocolo y registro

Para desarrollar este estudio, se tuvieron en cuenta los requisitos de la lista de comprobación de la declaración PRISMA³. La declaración PRISMA fue publicada en 2009 y consiste en una lista de comprobación de 27 ítems y un diagrama de flujo para ilustrar las diferentes fases de la revisión sistemática. Como se puede deducir, está diseñada para realizar revisiones sistemáticas, y concretamente para evaluar los ensayos aleatorizados, sin embargo, también se puede aplicar con otro tipo de investigaciones (*PRISMA*, n.d.). Por ello, dado que en esta investigación se incluyeron estudios que no son ensayos aleatorizados, algunos ítems se modificaron teniendo en cuenta los criterios de Tricco y colaboradores (2018).

3.2. Criterios de elegibilidad

En cuanto a los criterios de elegibilidad, se tuvieron en consideración las preguntas PICOS⁴, el idioma de los estudios y el año de publicación de los mismos.

Población: sujetos tanto masculinos como femeninos adultos (>18 años) que practiquen algún tipo de deporte que implique correr a altas velocidades. Los sujetos menores de 18 años no se incluyeron en el estudio.

Intervención: se estudió cuál es el mecanismo lesivo que se da durante una carrera a alta velocidad (sprint), es decir, estudiar la biomecánica, ver cuáles son los puntos críticos de la lesión y la función muscular, y analizar los factores de riesgo que puedan influir en el mismo.

Comparador: ∅

Resultados (*Outcomes*): los resultados que se quieren obtener son, principalmente, la acción muscular de los isquiosurales durante la carrera, puntos o momentos clave de lesión de la misma y los diferentes factores que afectan.

Tipo de estudio (*Study design*): los estudios que se incluyeron en la revisión fueron descriptivos (de laboratorio) y de cohorte.

Idioma: el idioma de los estudios incluidos fue el inglés.

Año de publicación: por último, se tuvieron en consideración aquellos estudios publicados a partir del año 2000, excluyendo aquellos publicados en fechas anteriores a este.

³ *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses* en inglés.

⁴ *Population, Intervention, Comparator, Outcomes and Study Design* en inglés.

3.3. Fuentes de información

Como fuente de información se utilizaron las bases de datos PubMed, Scopus y ScienceDirect. Por su parte, el último día de búsqueda fue el martes, 18 de mayo de 2021.

3.4. Búsqueda

Para realizar la búsqueda bibliográfica, se llevó a cabo una estrategia sistemática. Primero, utilizando las bases de datos mencionadas anteriormente (PubMed, Scopus, y ScienceDirect) se empleó una búsqueda general incorporando algunas palabras clave como “*Hamstrings*”, “*Running*”, “*Sprint*”, “*High speed running*”, “*Mechanics*”, “*Biomechanics*”. Después, fue necesario el uso de los operadores lógicos (booleanos) con el propósito de incluir los términos específicos de interés uniendo las palabras clave y así logrando una búsqueda más precisa y rigurosa: (“*hamstring injury*” OR “*hamstring strain injury*” OR “*hamstring tear*”[MeSH Terms]) AND (*high speed run** OR *run** OR *sprint**) AND (*mecha** OR *biomech** OR *kine**) NOT (*anterior cruciate ligament*).

3.5. Selección de estudios

Para realizar la selección de estudios se utilizaron el gestor bibliográfico *Mendeley* y la aplicación web para la gestión de artículos *Rayyan QCRI* (Ouzzani et al., 2016). Se examinaron los títulos y los resúmenes de los estudios para poder escoger aquellos que eran de interés y así realizar una lectura detallada de texto completo por el investigador. En base a este proceso, se decidió la inclusión o no de los estudios en la revisión.

3.6. Proceso de la colección de datos

La colección o extracción de datos se realizó de manera guiada e independiente y se recogieron los siguientes parámetros de interés: autores, año de publicación, revista, información acerca de los participantes, descripción detallada de los métodos utilizados para valorar el mecanismo lesivo (incluyendo información relevante como, por ejemplo, el uso de una cinta de correr o pista, electrodos superficiales o de aguja, tipo de vídeo análisis utilizado y/o el uso de plataformas de fuerza para medir la fuerza de reacción del suelo), y un resumen de los resultados.

3.7. Valoración crítica de los estudios individuales

Los sesgos de cada estudio deben ser considerados, por esta razón, se llevó a cabo la valoración de la calidad de los estudios incluidos para esta revisión usando la lista Downs and Black (Downs & Black, 1998) que contiene 27 ítems. Esta lista se creó para valorar la calidad de los estudios aleatorizados y no aleatorizados, concretamente 10 ítems evalúan los resultados de los

estudios, 3 ítems la validez externa, 13 ítems la interna y uno de ellos la “potencia”. Ya que en el caso de esta revisión los estudios incluidos no realizan ninguna intervención, se modificó la lista para excluir algunos ítems (4-5, 8, 13-15, 19, 21-24) del análisis cualitativo que hacen referencia a los estudios intervencionistas (Danielsson et al., 2020). De los 16 ítems restantes utilizados para la valoración, 7 estudian la información reportada, 2 la validez externa, 6 la validez interna y uno está relacionado con el cálculo de la “potencia”. Cada ítem se puede contestar con un “sí” (1 punto), “no” (0 puntos) o “no se puede determinar” (0 puntos), excepto el último ítem donde se pueden lograr 5 puntos. De esta manera, en esta lista modificada de Downs and Black, la puntuación máxima que se puede alcanzar es de 20 puntos. Sin embargo, los 16 ítems utilizados en esta escala, no son aplicables a cada estudio incluido en la revisión, ya que la metodología entre los estudios difiere.

3.8. Síntesis de los resultados

La síntesis de los datos obtenidos se realizó agrupando los resultados de los estudios incluidos en diferentes temáticas. Es decir, los grupos se crearon durante el proceso de revisión teniendo en cuenta la metodología utilizada (participantes, mediciones, protocolo experimental...) y los resultados expuestos por los autores. De esta manera, los resultados se presentan en dos categorías principales, biomecánica de la carrera y factores que alteran la función isquiosural que, a su vez, se dividen en diferentes sub-categorías: cinemáticas, cinéticas, activación electromiográfica, velocidad, posición del tronco, estabilidad lumbo-pélvica, y lesiones previas.

4. Resultados

4.1. Selección de estudios

La búsqueda en las bases de datos identificó 311 estudios de ScienceDirect, 44 de PubMed y 110 de Scopus, sumando en total 465 estudios. Después de eliminar los duplicados, los 186 estudios restantes se filtraron considerando algunos de los requisitos de los criterios de inclusión, quedando así 53 estudios para el cribado mediante el título y resumen. Los 34 estudios disponibles se sometieron a una valoración de texto completo, llevando a cabo una lectura exhaustiva (participantes, protocolo experimental, colección de datos...) para saber si cumplían todos los criterios de inclusión y poder aceptarlos en la revisión. Durante la valoración de texto completo, se identificaron 2 estudios más de las listas de referencias que previamente no habían sido identificados. Finalmente, se seleccionaron 14 estudios para realizar la revisión.

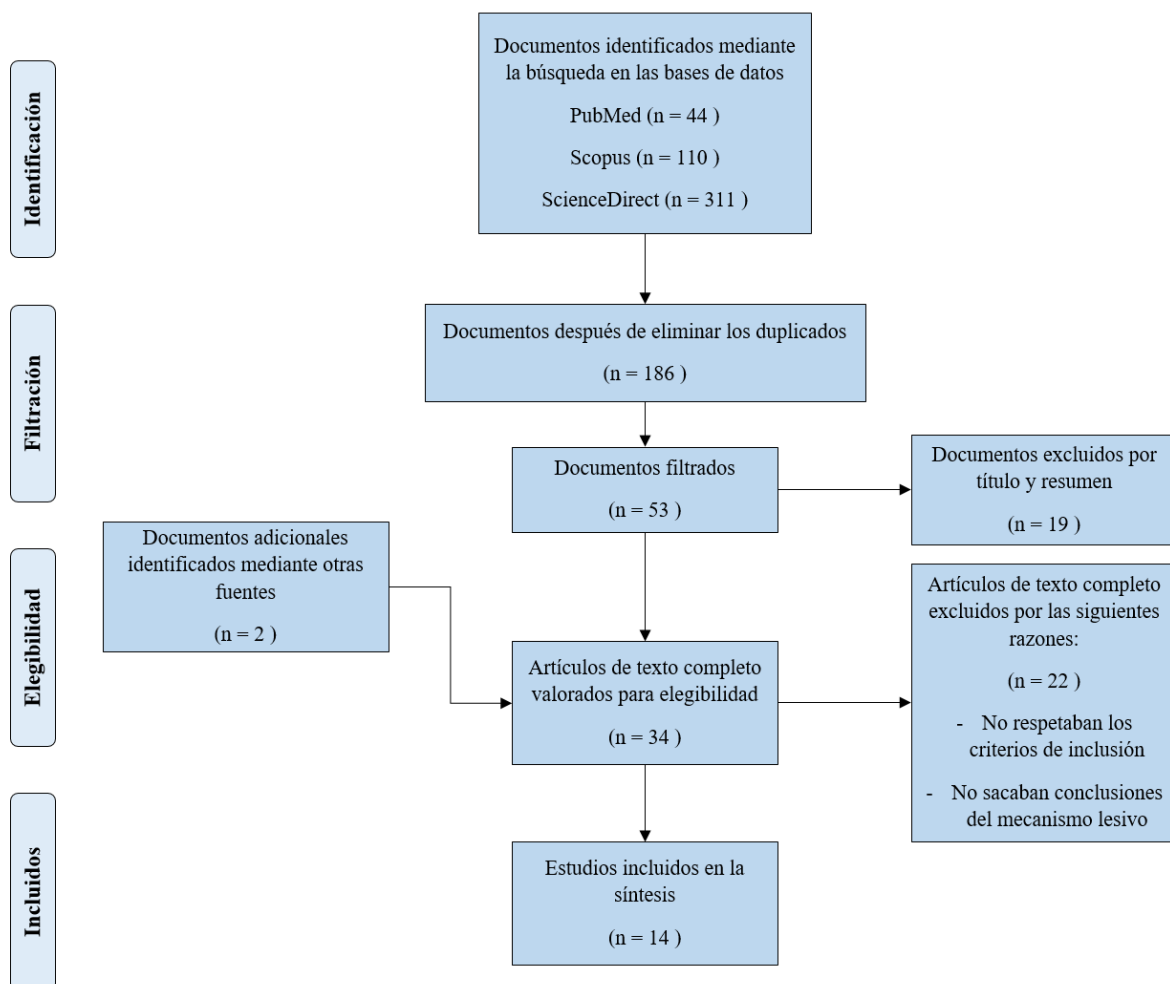


Figura 4. Diagrama de flujo de los estudios incluidos y excluidos en la revisión. Modificado de PRISMA (Tricco et al., 2018)

4.2. Características de los estudios

De los 14 estudios incluidos, 7 llevaron a cabo un análisis cinemático y cinético de la carrera a alta velocidad, de los cuales 4 también incluían análisis electromiográfico (EMG) (Chumanov et al., 2007, 2011; Schache et al., 2009, 2012; Thelen et al., 2005; Yu et al., 2008; Zhong et al., 2017). En cuanto a los factores que influyen en la función isquiosural durante el sprint, 3 de los estudios previamente mencionados (Chumanov et al., 2007, 2011; Thelen et al., 2005) más el estudio de Hegyi y colaboradores (2019) analizaron de qué manera afectaba el aumento de la velocidad, 2 estudios examinaron las diferencias entre la fase de aceleración y la velocidad máxima (posición del tronco) (Higashihara et al., 2015, 2018), otros 3 el efecto de la estabilidad lumbo-pélvica (CORE) (Alizadeh & Mattes, 2019; Schuermans, Danneels, et al., 2017; Schuermans, Van Tiggelen, et al., 2017), y por último, 2 de los estudios estudiaron cómo inciden las lesiones previas (Higashihara et al., 2019; Schache et al., 2009). Para obtener más información de los estudios incluidos se puede consultar el resumen de los mismos en la Tabla 1 en el apartado de los anexos.

4.3. Valoración crítica dentro de los estudios

La valoración de la calidad de los estudios con la versión modificada de la lista de comprobación de Downs and Black (Downs & Black, 1998) mostró una media de 9 puntos (8 – 11) de 20 posibles. Para ver todos los resultados consultar la Tabla 2.

4.4. Síntesis de los resultados

Basándonos en los datos obtenidos en la revisión, a continuación se expondrán los resultados diferenciados en dos categorías principales: 1) la biomecánica de la carrera, donde se explicarán las cinemáticas, cinéticas y la activación EMG de los isquiosurales durante las diferentes fases, y 2) los factores que alteran la función de estos músculos, tales como la velocidad de la carrera, la posición del tronco (aceleración vs velocidad máxima), la estabilidad lumbo-pélvica y las lesiones previas.

4.4.1. Biomecánica de la carrera a alta velocidad

a. Ciclo de la zancada durante la carrera a alta velocidad

Antes de explicar la función específica de los isquiosurales durante la carrera a alta velocidad, es necesario aclarar cuáles son y en qué momento se dan las diferentes fases del ciclo de la zancada, para después saber de manera inequívoca en qué fase nos encontramos. En este caso, se usará como referencia el estudio de Kenneally-Dabrowski y colaboradores (2019) ya que explican de forma clara y concisa todo el ciclo, sin embargo, en este caso, el ciclo empezará con el impacto con el suelo del pie (*foot strike*) acabando en la misma fase del mismo pie, ya que la mayoría de los estudios analizados en esta revisión se basan en estos momentos para determinar el ciclo.

De forma general, el ciclo de la zancada se puede dividir en dos fases principales: la fase de apoyo y la fase del swing (fase aérea), la primera suele abarcar entre un 20% y 25% del ciclo, y la segunda entre un 75% y 80% (Chumanov et al., 2007; Schache et al., 2012; Thelen et al., 2005; Zhong et al., 2017). No obstante, estas dos fases se dividen en sub-fases más específicas que son; la fase temprana de apoyo (*early stance* o *foot strike*), la fase media de apoyo (*mid stance*), y la fase final de apoyo (*late stance* o *toe-off*), la fase temprana del swing (*early swing*), la fase media del swing (*mid swing*), y la fase final del swing (*late swing*). La primera sub-fase mencionada comienza con una extensión de la cadera mientras que la rodilla se flexiona. En la transición de la flexión a extensión de la rodilla, y donde la cadera continúa extendiéndose nos encontramos en la fase media de apoyo. Justo después, durante la fase final de apoyo, la rodilla y la cadera continúan con la extensión hasta el despegue de la punta del pie, donde la rodilla empieza a flexionarse otra vez y la cadera se encuentra cerca de la extensión máxima. Con el despegue de la punta del pie, comienza la fase temprana del swing, donde la cadera pasa de la extensión máxima a flexionarse y la rodilla se flexiona. Durante la fase media del swing, la rodilla alcanza su flexión máxima y la cadera continúa flexionándose. Para acabar, la fase final del swing empieza cuando la cadera se encuentra en su flexión máxima, donde la cadera comienza a extenderse junto con la rodilla (decelerando la pierna) y se preparan para el impacto con el suelo.

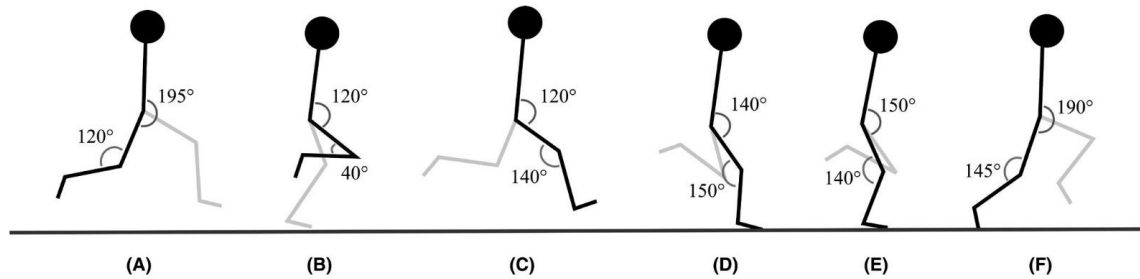


Figura 5. El ciclo de la zancada del sprint. (A) Fase temprana del swing, (B) Fase media del swing, (C) Fase final del swing, (D) Fase temprana de apoyo, (E) Fase media de apoyo, y (F) Fase final de apoyo o despegue de la punta del pie. Modificado de (Kenneally-Dabrowski et al., 2019).

Una vez aclarado lo anterior, a continuación se realizará un análisis más exhaustivo de la biomecánica del ciclo de zancada del sprint desarrollando de manera detallada las cinemáticas, cinéticas y activaciones musculares de los isquiosurales durante las diferentes fases explicadas previamente.

b. Fase del swing

Análisis cinemático

Varios autores indican que el alargamiento de los músculos isquiosurales durante la carrera a alta velocidad ocurre durante la fase final del swing (Chumanov et al., 2007, 2011; Schache et al., 2009, 2012; Thelen et al., 2005), es decir, desde cuando la rodilla comienza a extenderse hasta justo antes de que el pie impacte contra el suelo (el último 40% de la fase del swing aproximadamente). Es más, la longitud pico de los isquiosurales, parece que se alcanza cerca de este último momento (Chumanov et al., 2007, 2011; Schache et al., 2009; Thelen et al., 2005; Yu et al., 2008), aunque, cabe destacar que algunos autores señalan otro pico de alargamiento durante la fase final de apoyo ($\approx 26\%$ del ciclo) (Higashihara et al., 2018; Yu et al., 2008).

Teniendo en cuenta de forma individual los músculos que forman los isquiosurales, estos se encuentran en elongación respecto a sus longitudes en la postura de pie en reposo durante la carrera a alta velocidad, siendo el BF_{LH} el que sufre la mayor deformación (entre un 10% a 13%), siguiendo el SM (entre un 7% a 11%) y el ST (entre un 8% a 10%⁵) (Chumanov et al., 2011; Schache et al., 2009, 2012; Thelen et al., 2005). De la misma manera, el BF_{LH} logra una longitud pico mayor que el SM y ST (Hegyi et al., 2019; Schache et al., 2009, 2012; Thelen et al., 2005). Además, se ha demostrado que la longitud pico músculo-tendinosa del BF y ST es mayor durante la fase final del swing comparado con la fase final de apoyo (Yu et al., 2008).

⁵ El % es el cambio respecto a la posición estática de pie.

Para acabar con este apartado, durante la fase temprana del swing la velocidad de acortamiento músculo-tendinoso de los isquiosurales aumenta inicialmente y después se reduce (Schache et al., 2012). Más tarde, entre la fase media y final del swing (aproximadamente entre el 60% y 70% del ciclo) se alcanza la velocidad pico de alargamiento isquiosural, justo en la transición de flexión a extensión de la rodilla (Schache et al., 2012; Thelen et al., 2005; Yu et al., 2008). Sin embargo, en la fase final del swing se incrementa nuevamente la velocidad de acortamiento de los isquiosurales (Schache et al., 2012). Respecto a los músculos individuales, existe un consenso en que el ST es el que mayor velocidad de alargamiento presenta comparando con el SM y el BF (Thelen et al., 2005; Yu et al., 2008), pero no coinciden con los dos últimos, dado que Thelen y colaboradores (2005) exponen que el alargamiento del BF es más rápido que el del SM, y Yu y colaboradores (2008) al revés.

Análisis cinético

La fuerza pico que ejercen los músculos isquiosurales biarticulares se da principalmente durante la fase final del swing, concretamente entre el 85% y el 95% del ciclo de la carrera, donde el promedio de la fuerza neta producida por los isquiosurales puede llegar a 52 N/Kg durante la máxima velocidad (Chumanov et al., 2007, 2011; Schache et al., 2012). Respecto a las fuerzas de los músculos individuales, diferentes estudios coinciden en que el SM es el que más fuerza produce ($\approx 24 - 47$ N/Kg) en este instante del ciclo, seguido del BF ($\approx 13 - 26$ N/Kg) y del ST ($\approx 5 - 6$ N/Kg), aunque los valores difieren mucho entre los estudios, sobre todo para el SM y BF (Chumanov et al., 2007, 2011; Schache et al., 2012). Estas contradicciones podrían explicarse por las diferentes características de los participantes en los estudios citados, ya que Schache et al. (2012) realizaron el estudio con sprinters experimentados, mientras que Chumanov et al. (2011) lo hicieron con sujetos voluntarios. Según Schache y colaboradores (2012) los picos de fuerza músculo-tendinosos obtenidos durante la fase final del swing en los tres músculos son superiores a los obtenidos durante la fase de apoyo (aumentando aproximadamente 7,2; 1,5; y 5,7 veces para el SM, ST y BF_{LH} respectivamente), no obstante, Chumanov y colaboradores (2011) no encuentran diferencias significativas para el ST entre la fase del swing y apoyo. Asimismo, en otro estudio (Zhong et al., 2017) también tienen en cuenta otras fuerzas que influyen en las extremidades inferiores durante la carrera a alta velocidad, como la fuerza de reacción del suelo y la suma de todos los torques entre interacciones producidas por los movimientos de los segmentos corporales (producida por la velocidad y aceleración angular de los segmentos). Considerando lo anterior, durante la fase del swing la inercia de los segmentos es un factor clave para entender cómo actúa la fuerza muscular, ya que

necesitan controlar los movimientos del muslo y la pierna. Por esta razón, al principio del swing, los extensores de rodilla tienen que frenar el torque de flexión de rodilla generado por la inercia de los segmentos. Después, durante toda la fase final del swing, la cadera tiene que generar un torque de extensión (tensando los isquiosurales) ($\approx 3,4$ Nm/Kg) para resistir el torque de flexión provocado por la inercia y comenzar con una rápida extensión de cadera. Al mismo tiempo, los isquiosurales manifiestan un torque de flexión ($\approx -1,5$ Nm/Kg) de rodilla para frenar la extensión causada por la inercia (Schache et al., 2009; Zhong et al., 2017).

En relación a la potencia muscular, todos los músculos isquiosurales se someten a un periodo de absorción de energía seguido de un periodo de generación de energía durante la fase final del swing, siendo otra vez el SM el que más potencia produce (Absorción [A] $\approx -22,39$ W/Kg – Generación [G] $\approx 7,66$ W/Kg), seguido del BF_{LH} y del ST (A $\approx -8,31$ W/Kg – G $\approx 5,00$ W/Kg; A $\approx -2,70$ W/Kg – G $\approx 3,13$ W/Kg, respectivamente) (Schache et al., 2009, 2012). Además, como indican Zhong y colaboradores (2017) en su estudio, durante la fase final del swing cuando los isquiosurales trabajan como extensores de cadera y flexores de rodilla resistiendo las fuerzas inerciales, los picos de potencia obtenidos son mayores que los flexores de cadera y extensores de rodilla. No obstante, al contrario que el estudio anterior, estos autores exponen que los extensores de cadera (principalmente los isquiosurales) muestran primero picos de potencia positivas (≈ 4000 W) y seguidamente negativas (≈ -1600 W).

En cuanto al trabajo músculo-tendinoso realizado, observando lo que señalan diferentes estudios, los isquiosurales solo desempeñan trabajo negativo (contracción excéntrica) durante la fase del swing, aunque puede ser que el BF_{SH} también realice trabajo negativo al final de la fase de apoyo (Chumanov et al., 2007, 2011; Schache et al., 2009, 2012; Zhong et al., 2017). Seguramente, esto se deba a que los isquiosurales tienen que frenar y resistir las fuerzas inerciales de las extremidades inferiores durante la fase final del swing, produciendo mayor pico de potencia (como flexores de rodilla) durante el trabajo negativo (Schache et al., 2009; Zhong et al., 2017). Considerando los músculos individuales, una vez más el SM es el que más trabajo negativo ($0,69$ J/Kg – $1,06$ J/Kg) ejecuta, seguido del BF ($0,46$ J/Kg – $0,77$ J/Kg) y del ST ($0,13$ J/Kg – $0,35$ J/Kg) (Chumanov et al., 2007, 2011; Schache et al., 2012). Asimismo, recordemos que también producen energía durante esta fase final del swing, por lo que también realizan trabajo positivo, sin embargo el orden se mantiene igual con el SM ($0,31$ J/Kg) ejerciendo más trabajo que el BF y ST ($0,24$ J/Kg y $0,13$ J/Kg respectivamente). Aun así, si tenemos en cuenta todo el ciclo de la carrera, para el BF y SM el trabajo negativo de los isquiosurales prevalece sobre el positivo (Schache et al., 2012).

c. Fase de apoyo

Análisis cinemático

Una vez que los músculos isquiosurales biarticulares alcanzan su pico de longitud al final de la fase del swing ($\approx 90\%$ del ciclo de la carrera), se acortan y continúan así durante toda la fase de apoyo (Chumanov et al., 2011; Schache et al., 2012; Thelen et al., 2005), a pesar de que hay que considerar que, como se ha señalado previamente, dos estudios (Higashihara et al., 2018; Yu et al., 2008) comunican que también existe un pico de alargamiento en esta fase ($\approx 26\%$ del ciclo, durante la fase final de apoyo).

En cuanto a la velocidad músculo-tendinosa de los isquiosurales, la velocidad de acortamiento disminuye durante la primera mitad de la fase de apoyo, mientras que en la fase media de apoyo se produce una velocidad de alargamiento solamente para el BF_{SH} (Schache et al., 2012). Además, uno de los estudio analizados (Yu et al., 2008) también encontró que en la fase media de apoyo ($\approx 19\%$ del ciclo) se logra un pico de velocidad de alargamiento, aunque el pico alcanzado durante la fase de swing es superior.

Análisis cinético

Como ya se ha mencionado previamente, la fuerza pico principal se produce al final de la fase del swing, pero durante la fase temprana de apoyo (menos para el BF_{SH} que genera fuerza al final de la fase de apoyo) también aparece otro pico de fuerza muscular isquiosural pese a que sea de menor magnitud (Chumanov et al., 2011; Schache et al., 2009, 2012; Zhong et al., 2017). Dentro de los músculos individuales, las investigaciones no coinciden al señalar qué músculo es el que más fuerza produce, ya que Chumanov y colaboradores (2011) señalan que el SM ($\approx 12,1$ N/Kg) es el de mayor demanda, mientras que Schache y colaboradores (2012) indican que es el BF (el BF_{SH} concretamente) ($\approx 14,78$ N/Kg). Sin embargo, sí concuerdan en que el ST es el que menos fuerza genera ($\approx 3,64$ N/Kg – $6,2$ N/Kg). Por su parte, en el estudio de Zhong y colaboradores (2017) observaron que una de las fuerzas más importantes a considerar durante esta fase es la GRF⁶, ya que crea un torque de flexión de cadera y de extensión de la rodilla. Por consiguiente, los torques musculares más relevantes son el de la extensión de la cadera ($\approx 4,16$ Nm/Kg) y flexión de rodilla para poder contrarrestar los torques generados por la GRF, de manera que los isquiosurales se encuentran bajo una gran demanda (Schache et al., 2009; Zhong et al., 2017).

⁶ *Ground Reaction Force* en inglés.

Finalmente, en relación al trabajo muscular realizado, los músculos isquiosurales biarticulares solo desempeñan trabajo positivo (contracción concéntrica) durante toda la fase de apoyo (Chumanov et al., 2007, 2011; Schache et al., 2009; Zhong et al., 2017), siendo el BF_{SH} la única porción muscular que ha mostrado una pequeña cantidad de trabajo negativo ($\approx -0,06$ J/Kg) al final de esta fase (Schache et al., 2012). En la misma línea, dos de los estudios analizados han podido demostrar que en la fase temprana del swing y durante toda la fase de apoyo los isquiosurales realizan trabajo positivo, en el primer caso como flexores de rodilla (Schache et al., 2009; Zhong et al., 2017) y en el segundo como extensores de cadera (Zhong et al., 2017).

d. Activación muscular EMG

Tres de los estudios analizados indican que los músculos isquiosurales están activados durante todo el ciclo de la carrera a alta velocidad (Chumanov et al., 2007, 2011; Yu et al., 2008), aunque otro expone que la activación comienza en la fase final del swing, continuando así durante la fase de apoyo hasta el inicio del swing (es decir, durante una parte de la fase temprana y media del swing están inactivos) (Schache et al., 2012). En otra investigación llevada a cabo por Hegyi y colaboradores (2019) comparaban las activaciones EMG del BF_{LH} y del ST, dividiendo dichos músculos en 3 regiones distintas (proximal, medial, y distal) y en 3 porcentajes diferentes (45%, 60%, y 75%) de la velocidad máxima. Encontraron que los dos músculos mencionados exponen valores EMG pico durante la fase final del swing (en las 3 regiones musculares) manifestando actividades más altas durante la velocidad rápida ($\approx 75\%$ de la $V_{MÁX}^7$), superando los niveles logrados en la contracción isométrica voluntaria máxima (CIVM) en un 15% para el BF_{LH} y en un 21% para el ST. No obstante, considerando las diferentes regiones, en el BF_{LH} los valores más altos se dan en la región distal (124% de la CIVM), mientras que en el ST se logran en la proximal (136% de la CIVM). Además, los datos EMG de estos estudios muestran que los isquiosurales biarticulares presentan actividades pico tanto al final de la fase del swing como en la fase temprana de apoyo, pese a que las actividades al final del swing sean mayores que en la fase de apoyo, pudiendo mostrar valores 2 o 3 veces superiores comparando con la fase final de apoyo y temprana del swing (Chumanov et al., 2011; Hegyi et al., 2019; Yu et al., 2008).

⁷ Velocidad máxima

4.4.2. Factores que alteran la función de los isquiosurales durante la carrera a alta velocidad

a. Velocidad del sprint

Tres de los estudios analizados (Chumanov et al., 2007, 2011; Hegyi et al., 2019; Thelen et al., 2005) examinan de qué manera influye el aumento de la velocidad (80%, 85%, 90%, 95%, y 100% de la $V_{MÁX}$) en los diferentes parámetros relacionados con los músculos isquiosurales. Basándonos en los resultados de estas investigaciones, el estiramiento máximo músculo-tendinoso de los isquiosurales parece que es independiente a la velocidad. Sin embargo, en otro de los estudios (Hegyi et al., 2019) sí encuentran una interacción significativa entre la velocidad y el estiramiento músculo-tendinoso de los isquiosurales, incrementando este último con el aumento de la velocidad. Ahora bien, cabe destacar que las velocidades utilizadas en este estudio (45% Lento, 60% Moderado, y 75% Rápido de la $V_{MÁX}$) fueron inferiores en valores relativos a los estudios anteriores, es más, solo encontraron que las longitudes aumentaban de la velocidad lenta a la moderada, y no de moderada a rápida. Por lo tanto, esto podría significar que a partir de cierto porcentaje ($\approx 75\%$) de la velocidad máxima la diferencia en el estiramiento músculo-tendinoso de los isquiosurales no difiere de manera considerable. Por su parte, Thelen y colaboradores (2005) pudieron demostrar que la longitud pico de los isquiosurales ocurre más tarde durante el ciclo de la carrera al 100% de la velocidad comparando con las velocidades sub-máximas.

Con respecto a la fuerza y trabajo generado, las demandas de los isquiosurales se incrementan con la velocidad. La fuerza pico y el trabajo negativo isquiosural es superior a medida que la velocidad aumenta para los tres músculos biarticulares (Chumanov et al., 2007, 2011), pero esto únicamente sucede durante la fase del swing, ya que el pico de fuerza en la fase de apoyo es independiente a la velocidad (Chumanov et al., 2011).

b. Fase de aceleración vs. velocidad máxima

En dos investigaciones realizadas por Higashihara y colaboradores (2015, 2018) observan las diferencias entre correr durante la fase de máxima aceleración y la máxima velocidad, en los que el sprint de aceleración comienza a 15 m del área de mediciones, cuando en el sprint de velocidad máxima empiezan a correr a 60 m y a 40 m respectivamente. Considerar esta diferencia es importante ya que podría influir de forma significativa en los datos recogidos. A causa de esta diferencia, como es lógico, en los dos casos la velocidad es mayor durante la fase de velocidad máxima (9.52 ± 0.23 m/s) comparando con la fase de aceleración (8.54 ± 0.20 m/s).

En relación a los diferentes ángulos corporales, el ángulo de la inclinación del tronco tanto en el impacto contra el suelo del pie como en el despegue de la punta del pie es mayor durante el sprint de aceleración que en el sprint de velocidad máxima. Además, se observa una tendencia similar en el ángulo de la inclinación anterior de la pelvis siendo mayor en la fase de aceleración (Higashihara et al., 2015). Los ángulos de flexión de la cadera y la rodilla en los mismos puntos del ciclo previamente mencionados ($\approx 0 - 26\%$ y $76 - 100\%$ del ciclo), son mayores durante el sprint de aceleración que durante el sprint de velocidad máxima (Higashihara et al., 2015, 2018), además de que el ángulo mínimo de flexión de rodilla al final de la fase del swing es considerablemente mayor en el primer caso (Higashihara et al., 2015).

En cuanto a las longitudes músculo-tendinosas de los tres músculos isquiosurales en la fase temprana de apoyo (impacto contra el suelo) son superiores durante la máxima aceleración comparando con la velocidad máxima, además, la tendencia es parecida en la fase final del apoyo (despegue de la punta del pie) para los tres músculos. No obstante, los picos de longitud no difieren significativamente entre los dos tipos de sprint. Para el SM la longitud músculo-tendinosa en el pico de velocidad de alargamiento positivo tanto durante la fase del swing como en la fase final de apoyo es mayor en la fase de aceleración que en la fase de velocidad máxima, mientras que para el BF_{LH} esto solo ocurre en la fase final de apoyo (Higashihara et al., 2015).

Las fuerzas que se producen también son diferentes durante las dos fases. El torque de extensión de cadera parece que es mayor durante el sprint de aceleración en la fase temprana de apoyo ($\approx 0 - 12\%$ del ciclo), pero este mismo torque es superior durante el sprint de velocidad máxima en la fase final del swing ($\approx 78 - 88\%$ del ciclo). Por lo que respecta al torque de flexión de rodilla, es mayor en la fase de velocidad máxima que en la aceleración durante la fase final de apoyo ($\approx 10 - 17\%$ del ciclo), viendo una tendencia similar desde la fase media al final del swing ($\approx 75 - 90\%$ del ciclo) (Higashihara et al., 2018).

Para concluir, la activación EMG del músculo BF_{LH} es considerablemente mayor que la del ST en la fase temprana de apoyo durante el sprint de aceleración, mientras que la activación de estos dos músculos no varía durante el sprint de velocidad máxima. Por el contrario, la activación relativa del ST en la fase final de apoyo y la fase media del swing durante el sprint de velocidad máxima, es mayor que el del músculo BF_{LH}. Esto probablemente se deba a que durante la fase de aceleración en la fase temprana de apoyo se necesita un mayor momento de extensión de la cadera para empujar contra el suelo, en el que el BF_{LH} actúa como un fuerte extensor de cadera. Sin embargo, durante el sprint de velocidad máxima, los músculos

isquiosurales contribuyen como fuertes flexores de rodilla en la fase final de apoyo, por lo que la demanda del ST es superior a causa de una mayor producción de momento excéntrico de flexión de rodilla (Higashihara et al., 2018).

c. Estabilidad lumbo-pélvica

Aparentemente, los músculos y segmentos corporales que se encuentran alrededor de los isquiosurales también influyen en la función de estos. Por ejemplo, Chumanov y colaboradores (2007) analizan de qué manera influyen otros músculos de la región lumbo-pélvica en la musculatura isquiosural. Destacan que algunos músculos cercanos como los flexores de cadera (psoas ilíaco), el glúteo mayor, los erectores espinales, y los oblicuos internos y externos tienen un gran impacto en el estiramiento de los isquiosurales. Sin embargo, han visto que el músculo que más afecta a la zona isquiosural es el psoas ilíaco, ya que a máxima velocidad, este músculo aumenta (> 20 mm) el estiramiento del BF de la extremidad opuesta. Esto sucede porque la fuerza del flexor de cadera induce una pequeña cantidad de extensión de rodilla de la pierna contraria incrementando el estiramiento de los isquiosurales (Chumanov et al., 2007).

En otro de los estudios incluidos (Schuermans, Danneels, et al., 2017), examinan las diferencias en la actividad muscular de las extremidades inferiores y del tronco (oblicuos externos e internos, y erectores espinales) entre jugadores de fútbol que han sufrido una lesión y aquellos que no la han sufrido. Han observado que la actividad muscular del tronco en la fase temprana del swing y la activación del glúteo mayor en la fase final del swing es considerablemente mayor entre los jugadores no lesionados. Es más, la activación de estos grupos musculares es capaz de predecir el riesgo de lesión de los isquiosurales, dado que un incremento del 10% de la actividad del glúteo mayor durante la fase final del swing y la de los músculos del tronco durante la fase temprana del swing, disminuye el riesgo de lesión entre un 6% y 20% (Schuermans, Danneels, et al., 2017).

Relacionado con lo anterior, Schuermans y colaboradores (2017), han llevado a cabo un estudio similar, pero en este caso comparan las cinemáticas del tórax y de la pelvis entre los jugadores de fútbol lesionados y no lesionados. En los resultados indican que los jugadores lesionados presentan una mayor inclinación anterior de la pelvis principalmente en la fase temprana del swing y una mayor inclinación lateral del tórax durante la fase final del swing. Asimismo, las cinemáticas toraco-pélvicas en los participantes lesionados se encuentran menos estables a lo largo de toda la zancada de la carrera, mostrando más fluctuaciones y mayor discontinuidad (Schuermans, Van Tiggelen, et al., 2017).

Asociado a la postura de la pelvis, también se ha identificado que existe una correlación negativa significativa entre la cantidad de inclinación anterior de la pelvis, y los ángulos de la rodilla y la cadera durante la fase final del swing (Alizadeh & Mattes, 2019). Una mayor inclinación pélvica anterior disminuye de manera significativa tanto el ángulo de flexión de cadera (\approx el último 35% del final del swing) como el ángulo de flexión de rodilla (\approx entre el 53% y 83% del final del swing) en la fase final del swing. Por esta razón, la inclinación pélvica anterior puede afectar a los isquiosurales, ya que obliga al atleta a mantener una mayor extensión de rodilla para compensar la reducida flexión de cadera, aumentando el estiramiento de los isquiosurales en el impacto contra el suelo (Alizadeh & Mattes, 2019).

d. Lesiones previas

Para finalizar, se ha observado que las lesiones previas en una de la extremidades inferiores, afectan tanto a las cinemáticas como cinéticas de los músculo isquiosurales (Higashihara et al., 2019; Schache et al., 2009). Con relación a los parámetros cinemáticos, no está del todo definido cómo influye una lesión anterior, puesto que en uno de los estudios demuestran que la longitud del BF_{LH} (respecto a su longitud en la posición de pie en reposo) muestra una reducción significativa en la extremidad previamente lesionada comparando con la no lesionada en la fase final del swing (\approx 82 – 83% del ciclo) (Higashihara et al., 2019), cuando en el otro manifiestan justo lo contrario, es decir, que la longitud se ve incrementada (Schache et al., 2009). Sucede algo parecido con los ángulos articulares, ya que en el primero de los estudios citados encuentran que el ángulo de flexión de la cadera es menor en la fase media del swing y mayor antes del impacto con el pie, mientras que el ángulo de flexión de rodilla es mayor (\approx 78 – 82% del ciclo) en la extremidad anteriormente lesionada (Higashihara et al., 2019). No obstante, en el estudio de Schache y colaboradores (2009) exponen que el pico de extensión de rodilla al final de la fase del swing es superior en el miembro lesionado. Por su parte, en cuanto a la inclinación anterior de la pelvis al parecer es de menor magnitud en la fase final de apoyo en la extremidad lesionada (Higashihara et al., 2019).

En los parámetros cinéticos, Higashihara y colaboradores (2019) no demuestran diferencias considerables para los torques de la cadera y rodilla durante el ciclo de la carrera del sprint entre las extremidades, mientras que Schache et al. (2009) informan que la GRF vertical pico aumenta en un 7% para la pierna lesionada. Además, la absorción de potencia pico (34% aproximadamente) de la cadera se reduce durante el swing, con un aumento en el torque pico de extensión y la generación de potencia pico (14% y 30% respectivamente) de la cadera durante la fase temprana de apoyo (Schache et al., 2009).

Para concluir, la activación EMG del BF_{LH} previamente lesionado es notablemente menor en la pierna lesionada, aunque no se encuentran estas diferencias en la activación del glúteo mayor (Higashihara et al., 2019).

5. Discusión

Los objetivos de este estudio eran analizar y entender las demandas específicas de los músculos isquiosurales durante la carrera a alta velocidad o sprint, además de observar los diferentes factores que influyen en él. Los resultados principales de este estudio se pueden agrupar en dos grandes apartados: 1) las mecánicas de los músculos isquiosurales durante la carrera a alta velocidad, y 2) la influencia de los diferentes factores en estas mecánicas.

En cuanto al primer punto, aunque los resultados de las cinemáticas y cinéticas de los músculos isquiosurales durante la carrera a alta velocidad de este estudio coinciden en gran parte con los resultados expuestos en otras revisiones relativamente recientes (Danielsson et al., 2020; Huygaerts et al., 2020; Kenneally-Dabrowski et al., 2019; Wing & Bishop, 2020), existen algunas discrepancias entre ellos. Por ejemplo, respecto al pico de alargamiento músculo-tendinoso de los isquiosurales al final de la fase de apoyo, Kenneally-Dabrowski y colaboradores (2019) argumentan que para que la extensión de la rodilla provoque el alargamiento de los isquiosurales al final del apoyo, la velocidad de extensión de rodilla tendría que superar notablemente la velocidad de extensión de cadera, dado que los brazos de momento en el plano sagital de los isquiosurales en la cadera son mayores que en la rodilla, colocando a estos músculos en una posición acortada. Por esta razón, se cree que en la gran mayoría de los casos, los isquiosurales se encuentran acortados durante la fase de apoyo (Chumanov et al., 2011; Schache et al., 2012; Thelen et al., 2005), pese a que puede diferir dependiendo de los grados de extensión de la cadera y la rodilla expuestos por cada atleta (Kenneally-Dabrowski et al., 2019). Además, estos mismos autores, indican que además del pico de la velocidad de alargamiento en la transición de flexión a extensión de la rodilla entre la fase media y final del swing, existe un segundo pico de alargamiento más pequeño más cerca a la fase final (Kenneally-Dabrowski et al., 2019).

Respecto a la carga de los isquiosurales, se observan de forma clara dos picos de fuerza principales, uno en la fase final del swing y otro en la fase temprana de apoyo (impacto con el suelo), no obstante, pese a que la mayoría de las revisiones manifiesten que el primero es mayor que el segundo (Chumanov et al., 2007, 2011; Huygaerts et al., 2020; Kenneally-Dabrowski et al., 2019; Schache et al., 2012), se ha propuesto que los valores de la fuerza músculo-tendinosa de los isquiosurales durante la fase temprana de apoyo han podido ser subestimados a causa de un filtrado excesivo de los datos (Huygaerts et al., 2020; Kenneally-Dabrowski et al., 2019). En el mismo sentido, a pesar de que la mayoría de los estudios indican que los valores pico de las activaciones EMG de los isquiosurales durante la fase del swing son superiores a los de la

fase de apoyo (Chumanov et al., 2011; Danielsson et al., 2020; Hegyi et al., 2019; Huygaerts et al., 2020; Wing & Bishop, 2020; Yu et al., 2008), una de las revisiones señala que la magnitud es similar durante las dos fases (Kenneally-Dabrowski et al., 2019).

Resumiendo, las mecánicas de los isquiosurales durante la carrera a alta velocidad se podrían describir de la siguiente manera: 1) la fase temprana de apoyo (frenado), empezando con el impacto contra el suelo y acabando con la fase media de apoyo ($\approx 0-15\%$ del ciclo), siendo las demandas musculares fundamentales un gran momento de extensión de cadera y flexión de rodilla para contrarrestar la GRF, 2) la fase final de apoyo (propulsión), comenzando en la fase media de apoyo y acabando con el despegue de la punta de los pies ($\approx 15-30\%$ del ciclo), donde los isquiosurales realizan trabajo positivo principalmente extendiendo la cadera, 3) la fase temprana y media del swing (recuperación), empezando con el despegue de la punta del pie y acabando aproximadamente en dos tercios del swing ($\approx 30-77\%$ del ciclo), en el que entran en juego las fuerzas inerciales de los segmentos, con la cadera generando un torque de flexión y la rodilla uno pequeño de extensión, y finalmente 4) la fase final del swing (pre-activación), acabando con el impacto contra el suelo ($\approx 77-100\%$ del ciclo), los isquiosurales produciendo un torque de extensión de cadera junto con un torque de flexión de rodilla, resistiendo las fuerzas inerciales de la pierna (flexión de cadera y extensión de rodilla) y preparando la pierna para impactar contra el suelo (Howard et al., 2018; Huygaerts et al., 2020).

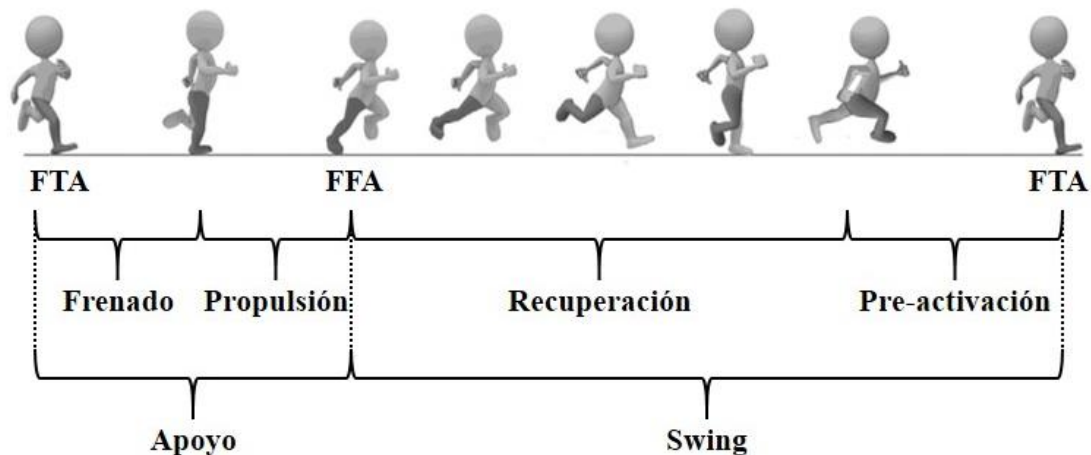


Figura 6. Las fases clave del ciclo de la carrera, FTA; Fase temprana de apoyo, FFA; Fase final de apoyo. Modificado de (Howard et al., 2018).

Teniendo en cuenta todo lo previamente comentado, uno de los mayores debates que puede surgir es en cuál de las dos fases (fase temprana de apoyo vs. fase final del swing) se encuentran los deportistas más susceptibles para lesionarse de la musculatura isquiosural. Pese a que no existe un consenso entre las diferentes investigaciones, la gran mayoría de estos estudios indican que es durante la fase final del swing cuando los isquiosurales se encuentran en mayor riesgo de lesión (Chumanov et al., 2007, 2011; Kenneally-Dabrowski et al., 2019; Schache et al., 2012; Thelen et al., 2005; Wing & Bishop, 2020; Yu et al., 2008), porque es cuando se alcanzan las mayores longitudes músculo-tendinosas y se realiza mayor trabajo negativo (contracción excéntrica). Sin embargo, no se puede descartar que la lesión no ocurra durante la fase temprana de apoyo, ya que es necesario considerar que, por una parte, debido a la filtración excesiva los datos obtenidos han podido verse alterados, y por otra, a causa de la GRF los isquiosurales se encuentran bajo una gran demanda, ya que tienen que contrarrestar esta fuerza generando grandes torques de extensión en la cadera y de flexión en la rodilla (Huygaerts et al., 2020; Kenneally-Dabrowski et al., 2019; John W. Orchard, 2012).

No obstante, es necesario considerar que casi todos los estudios que investigan las cinemáticas de los músculos isquiosurales, generalmente no diferencian entre el comportamiento de los fascículos (CE, *contractile element*) y el de los tejidos conectivos (por ejemplo tendón y aponeurosis) (SEE, *series elastic element*) de la unidad músculo-tendinosa (MTU), y estudian los cambios de la MTU en su conjunto. Relacionado con esto, Van Hooren y Bosch (2017) en su revisión proponen que el estiramiento MTU de los isquiosurales en la fase final del swing no se puede interpretar simplemente como una acción excéntrica de esta musculatura, ya que el aumento de la distancia entre los puntos de inserción de la MTU no representa necesariamente un alargamiento de los fascículos. Según estos autores, durante la fase temprana y media del swing (debido a la holgura muscular) se da un alargamiento pasivo del CE y SEE, pero al final de esta fase (cuando las fuerzas son mayores) justo antes del impacto contra el suelo, el CE actúa de manera isométrica o cuasi-isométrica (o incluso se acorta), mientras que el SEE se estira y se retrae (Van Hooren & Bosch, 2017). Esta nueva perspectiva es muy interesante, ya que si es cierto que no existe una acción excéntrica de los isquiosurales en la fase final del swing, pueden cambiar tanto los entrenamientos para la mejora del rendimiento como las estrategias de prevención. Aun así, hay que resaltar que esta propuesta se basa principalmente en evidencia de otros músculos de las extremidades inferiores (complejo plantar-flexor del tobillo y el vasto lateral) y estudios animales (Huygaerts et al., 2020; Kenneally-Dabrowski et

al., 2019). Por lo tanto, si bien no se puede asumir que este comportamiento también ocurre en los músculos isquiosurales humanos durante la carrera, puede ser una teoría razonable.

Para concluir, como indican Huygaerts y colaboradores (2020), la mayoría de los estudios que investigan tanto la función muscular como los factores que afectan a los isquiosurales, examinan el ciclo de la carrera con sujetos no fatigados. Este, es un punto importante a considerar, porque se conoce que la fatiga es una variable clave en relación a las lesiones de la musculatura isquiosural (Wing & Bishop, 2020). Con la aparición de la fatiga el “*stiffness*” de la extremidad inferior disminuye, pudiendo adoptar el patrón de carrera tipo “Groucho”, asociado con una reducción de la eficiencia del movimiento y mayores momentos de fuerza articulares. Además, si a esto se le suma una inclinación anterior de la pelvis aumentada (inestabilidad lumbo-pélvica), el estiramiento de los isquiosurales es mayor volviéndose más vulnerables a la lesión (Alizadeh & Mattes, 2019; Huygaerts et al., 2020; Schuermans, Van Tiggelen, et al., 2017). En esta línea, dos estudios de Small et al. (2009, 2010) examinaron los efectos del protocolo SAFT⁹⁰⁸, tanto en los parámetros cinemáticos como cinéticos en jugadores de fútbol semi-profesionales. Observaron que, debido a la fatiga, los jugadores presentaban una combinación de flexión de la cadera y extensión de la rodilla reducida (disminuyendo la elongación de los isquiosurales), una mayor velocidad del centro de masa de la pierna, y una reducción de la fuerza excéntrica de los isquiosurales al final de cada parte del protocolo (Small et al., 2009, 2010). Por todo lo mencionado en este párrafo, la fatiga debería de ser una variable a tener en cuenta, ya que en el fútbol (y en todos los deportes de equipo) se realizan muchas carreras a alta velocidad bajo condiciones de fatiga, influyendo directamente en la función de los isquiosurales.

⁸ *Soccer-specific aerobic field test* en inglés, un protocolo que simula las demandas fisiológicas y mecánicas de un partido de fútbol.

6. Limitaciones y futuras líneas de investigación

El número de estudios que analizan el mecanismo lesivo y la función de los isquiosurales durante la carrera a alta velocidad es limitado y es por ello que solo 14 estudios han cumplido los criterios de elegibilidad previamente indicados. Además, la mayoría de estos estudios se llevaban a cabo en condiciones de no-fatiga y dentro de un laboratorio o pista de atletismo, en un entorno muy controlado y cerrado. Por esta razón, el siguiente paso podría ser analizar el mecanismo lesivo en situaciones reales de juego, en el que el jugador se encuentra en un contexto mucho más complejo.

7. Conclusiones

En conclusión, los músculos isquiosurales se encuentran bajo una gran exigencia principalmente durante dos momentos de la carrera a alta velocidad, que son la fase final del swing y la fase temprana de apoyo. En el primero, debido a la inercia de los segmentos, tienen que frenar la flexión de cadera junto con la extensión de rodilla, alcanzando su longitud pico y generando fuerzas de gran magnitud. No obstante, en el segundo caso, a causa de la GRF también tienen que producir grandes fuerzas como flexores de rodilla y extensores de cadera. Por consiguiente, la mayoría de los estudios coinciden en que estos son los dos instantes más críticos durante la carrera a alta velocidad y es cuando existe mayor riesgo de lesión. Aun así, es necesario tener presente que, al igual que en todas las lesiones, en la lesión isquiosural influyen una gran cantidad de factores (velocidad, postura, historial lesivo, fatiga, edad...) que afectan directamente a la función de este complejo muscular, por lo que si se quiere comprender el mecanismo lesivo en su totalidad, es indispensable tener este punto de vista multifactorial.

8. Referencias

- 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. *American Journal of Sports Medicine*, *45*(1), 97–105. <https://doi.org/10.1177/0363546516664705>
- 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*(June), 459–466. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.06.001>
- 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., & Thorstensson, A. (2008). Hamstring muscle strain in sprinters. In *New Studies in Athletics* (Vol. 23, Issue 3).
- Brooks, J. H. M., Fuller, C. W., Kemp, S. P. T., & Reddin, D. B. (2005). Epidemiology of injuries in English professional rugby union: Part 1 match injuries. *British Journal of Sports Medicine*, *39*(10), 757–766. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.018135>
- Brukner, P., & Connell, D. (2016). Serious thigh muscle strains: Beware the intramuscular tendon which plays an important role in difficult hamstring and quadriceps muscle strains. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(4), 205–208. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095136>
- 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>

- 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. In *BMC Musculoskeletal Disorders* (Vol. 21, Issue 1, p. 641). BioMed Central Ltd. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03658-8>
- De Vos, R. J., Reurink, G., Goudswaard, G. J., Moen, M. H., Weir, A., & Tol, J. L. (2014). Clinical findings just after return to play predict hamstring re-injury, but baseline MRI findings do not. *British Journal of Sports Medicine*, *48*(18), 1377–1384. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093737>
- Doherty, T. J., Vandervoort, A. A., & Brown, W. F. (1993). Effects of ageing on the motor unit: a brief review. In *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquée* (Vol. 18, Issue 4, pp. 331–358). <https://doi.org/10.1139/h93-029>
- Downs, S. H., & Black, N. (1998). The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. *Journal of Epidemiology and Community Health*, *52*(6), 377–384. <https://doi.org/10.1136/jech.52.6.377>
- 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>
- Eirale, C., Tol, J. L., Farooq, A., Smiley, F., & Chalabi, H. (2013). Low injury rate strongly correlates with team success in Qatari professional football. *British Journal of Sports Medicine*, *47*(12), 807–808. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091040>
- Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011). 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, Jan. (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, Jan, Hägglund, M., & Waldén, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *American Journal of Sports Medicine*, *39*(6), 1226–1232. <https://doi.org/10.1177/0363546510395879>

- Ekstrand, Jan, Waldén, 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. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(12), 731–737. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095359>
- 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. In *Clinical Journal of Sport Medicine* (Vol. 18, Issue 6, pp. 501–507). <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181845f1c>
- Faulkner, J. A., Larkin, L. M., Claflin, D. R., & Brooks, S. V. (2007). Age-related changes in the structure and function of skeletal muscles. In *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology* (Vol. 34, Issue 11, pp. 1091–1096). <https://doi.org/10.1111/j.1440-1681.2007.04752.x>
- Fyfe, J. J., Opar, D. A., Williams, M. D., & Shield, A. J. (2013). The role of neuromuscular inhibition in hamstring strain injury recurrence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *23*(3), 523–530. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.12.006>
- Gabbe, B. J., Bennell, K. L., Finch, C. F., Wajswelner, H., & Orchard, J. W. (2006). Predictors of hamstring injury at the elite level of Australian football. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *16*(1), 7–13. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2005.00441.x>
- 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*, *54*, 1081–1088. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-100983>
- Hagel, B. (2005). Hamstring injuries in Australian football. In *Clinical Journal of Sport Medicine* (Vol. 15, Issue 5, p. 400). *Clin J Sport Med*. <https://doi.org/10.1097/01.jsm.0000179227.01404.d3>
- 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. *British Journal of Sports Medicine*, *47*(12), 738–742. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092215>
- 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., Sherry, M. A., Silder, A., Chummanov, E. S., & Thelen, D. G. (2010). Hamstring strain injuries: Recommendations for diagnosis, rehabilitation, and injury prevention. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(2), 67–81. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3047>
- Henderson, G., Barnes, C. A., & Portas, M. D. (2010). Factors associated with increased propensity for hamstring injury in English Premier League soccer players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(4), 397–402. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2009.08.003>
- Hickey, J., Shield, A. J., Williams, M. D., & Opar, D. A. (2014). The financial cost of hamstring strain injuries in the Australian Football League. *British Journal of Sports Medicine*, 48(8), 729–730. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092884>
- 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>
- 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>
- 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>
- Howatson, G., & Milak, A. (2009). Exercise-induced muscle damage following a bout of sport specific repeated sprints. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(8), 2419–2424. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bac52e>

- 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>
- Kaeding C., C., & Borchers R., J. (2014). *Hamstring and Quadriceps Injuries in Athletes* (First Edit). Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-1-4899-7510-2>
- 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>
- 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. In *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* (Vol. 29, Issue 8, pp. 1083–1091). Blackwell Munksgaard. <https://doi.org/10.1111/sms.13437>
- 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>
- Lexell, J. (1995). Human aging, muscle mass, and fiber type composition. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 50(SPEC. ISSUE), 11–16. https://doi.org/10.1093/gerona/50a.special_issue.11
- Lieber, R. L., & Fridén, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. In *Muscle and Nerve* (Vol. 23, Issue 11, pp. 1647–1666). [https://doi.org/10.1002/1097-4598\(200011\)23:11<1647::AID-MUS1>3.0.CO;2-M](https://doi.org/10.1002/1097-4598(200011)23:11<1647::AID-MUS1>3.0.CO;2-M)
- 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. In *Journal of Sport and Health Science* (Vol. 1, Issue 2, pp. 92–101). <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2012.07.003>
- 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>
- Narici, M. V., Maffulli, N., & Maganaris, C. N. (2008). Ageing of human muscles and tendons. *Disability and Rehabilitation*, 30(20–22), 1548–1554. <https://doi.org/10.1080/09638280701831058>
- Opar, D. A., Williams, M. D., & Shield, A. J. (2012). Hamstring strain injuries: Factors that Lead to injury and re-Injury. In *Sports Medicine* (Vol. 42, Issue 3, pp. 209–226). Sports Med. <https://doi.org/10.2165/11594800-000000000-00000>
- Orchard, J W, Farhart, P., & Leopold, C. (2004). Lumbar spine region pathology and hamstring and calf injuries in athletes: Is there a connection? In *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 38, Issue 4, pp. 502–504). <https://doi.org/10.1136/bjism.2003.011346>
- Orchard, John W. (2001). Intrinsic and extrinsic risk factors for muscle strains in Australian football. *American Journal of Sports Medicine*, 29(3), 300–303. <https://doi.org/10.1177/03635465010290030801>
- Orchard, John 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>
- Ouzzani, M., Hammady, H., Fedorowicz, Z., & Elmagarmid, A. (2016). Rayyan-a web and mobile app for systematic reviews. *Systematic Reviews*, 5(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/s13643-016-0384-4>
- PRISMA. (n.d.). Retrieved December 5, 2020, from <http://prisma-statement.org/PRISMAStatement/>
- Prof, A., Orchard, J., Associate, A., & Officer, E. (2009). 2009 Injury Report Australian Football League. *Search.Informit.Com.Au*, May, 10–19. <https://search.informit.com.au/documentSummary;dn=457421793031572;res=IELHEA>
- Rods, M. R., Rice, C. L., & Vandervoort, A. A. (1997). Age-related changes in motor unit function. *Muscle and 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)
- Ruddy, J. D., Pollard, C. W., Timmins, R. G., Williams, M. D., Shield, A. J., & Opar, D. A. (2018). Running exposure is associated with the risk of hamstring strain injury in elite Australian footballers. *British Journal of Sports Medicine*, 52(14), 919–928.

<https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096777>

- Schache, A. G., Crossley, K. M., Macindoe, I. G., Fahrner, B. B., & Pandy, M. G. (2011). Can a clinical test of hamstring strength identify football players at risk of hamstring strain? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *19*(1), 38–41. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1221-2>
- 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., 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 and 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 and Posture*, *29*(2), 332–338. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.054>
- 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. *American Journal of Sports Medicine*, *45*(6), 1315–1325. <https://doi.org/10.1177/0363546516687750>
- Schuermans, J., Tiggelen, D. Van, Danneels, L., & Witvrouw, E. (2015). Susceptibility to Hamstring Injuries in Soccer A Prospective Study Using Muscle Functional Magnetic Resonance Imaging. *Journals.Sagepub.Com*, *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 and Posture*, *57*(August 2016), 270–277. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.268>
- 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>

- 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>
- Sole, G., Milosavljevic, S., Nicholson, H., & Sullivan, S. J. (2011). Selective strength loss and decreased muscle activity in hamstring injury. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *41*(5), 354–363. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3268>
- Tashman, S., Collon, D., Anderson, K., Kolowich, P., & Anderst, W. (2004). Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine*, *32*(4), 975–983. <https://doi.org/10.1177/0363546503261709>
- 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>
- Thorborg, K., Opar, D., & Shield, A. J. (2020). *Prevention and Rehabilitation of Hamstring Injuries*. Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-31638-9>
- 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>
- Tricco, A. C., Lillie, E., Zarin, W., O'Brien, K. K., Colquhoun, H., Levac, D., Moher, D., Peters, M. D. J., Horsley, T., Weeks, L., Hempel, S., Akl, E. A., Chang, C., McGowan, J., Stewart, L., Hartling, L., Aldcroft, A., Wilson, M. G., Garritty, C., ... Straus, S. E. (2018). PRISMA extension for scoping reviews (PRISMA-ScR): Checklist and explanation. *Annals of Internal Medicine*, *169*(7), 467–473. <https://doi.org/10.7326/M18-0850>
- Uebliacker, P., Haensel, L., & Mueller-Wohlfahrt, H. W. (2016). Treatment of muscle injuries in football. *Journal of Sports Sciences*, *34*(24), 2329–2337. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1252849>

- Van Hooren, B., & Bosch, F. (2017). 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>
- Wing, C., & Bishop, C. (2020). Hamstring Strain Injuries: Incidence, Mechanisms, Risk Factors, and Training Recommendations. *Strength & Conditioning Journal*, 42(3), 40–57. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000538>
- Wollin, M., Thorborg, K., & Pizzari, T. (2018). Monitoring the effect of football match congestion on hamstring strength and lower limb flexibility: Potential for secondary injury prevention? *Physical Therapy in Sport*, 29, 14–18. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.09.001>
- 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. *British Journal of Sports Medicine*, 38(1), 36–41. <https://doi.org/10.1136/bjism.2002.002352>
- 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>
- Zhong, Y., Fu, W., Wei, S., Li, Q., & Liu, Y. (2017). Joint Torque and Mechanical Power of Lower Extremity and Its Relevance to Hamstring Strain during Sprint Running. *Journal of Healthcare Engineering*, 2017. <https://doi.org/10.1155/2017/8927415>

9. Anexos

9.1. Checklist de PRISMA

<http://www.prisma-statement.org/Extensions/ScopingReviews>

9.2. Lista de Downs and Black modificada

Información reportada

1. ¿Está la hipótesis/propósito/objetivo del estudio claramente descrita? 0-1p
2. ¿Están los resultados principales que se quieren medir claramente descritos en las secciones Introducción o Métodos? 0-1p
3. ¿Están las características de los participantes incluidos en el estudio claramente descritas? 0-1p
6. ¿Están los resultados principales del estudio claramente descritos? 0-1p
7. ¿El estudio proporciona estimaciones de la variabilidad aleatoria de los datos para los resultados principales? 0-1p
9. ¿Se han descrito las características de los participantes perdidos en el seguimiento? 0-1p
10. ¿Se han reportado los valores de probabilidad actuales (por ejemplo, 0,035 en vez de < 0,05) para los resultados principales excepto cuando el valor de probabilidad es menor de 0,001? 0-1p

Validez externa

11. ¿Fueron los sujetos pedidos para participar en el estudio representativos de la población entera del que fueron reclutados? 0-1p
12. ¿Fueron aquellos sujetos que estaban preparados para participar representativos de la población entera del que fueron reclutados? 0-1p

Validez interna

16. Si alguno de los resultados del estudio estaba basado en la filtración de datos, ¿se hizo de forma clara? 0-1p

17. En estudios experimentales y de cohorte, ¿el análisis se ajusta a las diferentes longitudes del seguimiento de los pacientes, o, en los estudio de caso-control, es el periodo de tiempo entre la intervención y los resultados el mismo para los casos y controles? 0-1p

18. ¿Fueron los test estadísticos para valorar los resultados principales apropiados? 0-1p

20. ¿Fueron las mediciones de los resultados principales usados precisos (válidos y fiables)? 0-1p

25. ¿Hubo un ajuste adecuado para los factores de confusión en el análisis del que se extrajeron los principales hallazgos? 0-1p

26. ¿Se tuvieron en cuenta las pérdidas de pacientes durante el seguimiento? 0-1p

Poder

27. ¿El estudio tuvo suficiente potencia estadística para detectar efectos clínicos importantes donde el valor de probabilidad de que una diferencia sea debido al azar es menor al 5%? 0-5p

9.3. Características de los estudios incluidos en la revisión

Tabla 1. Características de los estudios incluidos en la revisión

<i>Autores y año de publicación</i>	<i>Revista</i>	<i>Objetivos/Hipótesis</i>	<i>Participantes</i>	<i>Métodos</i>	<i>Resultados</i>
(Thelen et al., 2005)	Medicine and Science in Sports and Exercise	Describir las cinemáticas musculares de los isquiosurales durante el sprint en una cinta de correr. La hipótesis principal fue que el BF podría estirarse más que el ST y SM.	14 atletas (Hombres n° = 9; edad (años) $18,2 \pm 2,3$; altura (cm) $182,2 \pm 4,3$; masa corporal (kg) $84,7 \pm 6,0$; $V_{MÁX}$ (m/s) $9,36 \pm 0,61$. Mujeres n° = 5; edad (años) $19,6 \pm 6,4$; altura (cm) $176,4 \pm 5,3$; masa corporal (kg) $65,7 \pm 4,2$; $V_{MÁX}$ (m/s) $8,13 \pm 0,76$)	<ul style="list-style-type: none"> • Cinta de correr • Sistema de captura de movimiento óptico para los movimientos 3D (Motion Analysis Corporation) • Modelo músculo-esquelético tridimensional 	La longitud pico del MT isquiosural ocurre al final de la fase del swing antes del contacto con el pie y tiende a ser mayor en el BF comparando con el SM y ST.
(Chumanov et al., 2007)	Journal of Biomechanics	La hipótesis principal fue que la velocidad de sprint aumenta la carga y el trabajo negativo de los isquiosurales.	19 atletas (14 hombres y 5 mujeres). Todos tenían experiencia previa en correr en una cinta de correr. Edad: H $20,9 \pm 5,7$; M $19,6 \pm 6,4$ Altura (cm): H 179 ± 8 ; M 176 ± 5 Peso corporal (kg): $78,6 \pm 9,6$; M $65,7 \pm 4,2$ $V_{MÁX}$ (m/s): H $9,10 \pm 0,6$; M $8,18 \pm 0,77$	<ul style="list-style-type: none"> • Cinta de correr • Sistema de marcadores pasivos de 8 cámaras (Motion Analysis Corporation) • Las actividades de EMG fueron recolectados usando electrodos superficiales • Modelo músculo-esquelético tridimensional • <i>Forward dynamics simulations</i> 	Las actividades máximas de EMG de los isquiosurales mediales y laterales se observan al final de la fase del swing, aumentando de manera significativa con la velocidad.
(Yu et al., 2008)	Journal of Biomechanics	Examinar el potencial de las lesiones por distensión isquiosurales durante	20 corredores, o jugadores de fútbol o de lacrosse masculinos que practicaban al menos 3 veces a la semana y no tenían una lesión en las extremidades	<ul style="list-style-type: none"> • Sprint de superficie (<i>overground</i>) • Sistema de marcadores pasivos de 8 cámaras (Motion Analysis Corporation) 	Los isquiosurales realizan una contracción excéntrica durante la fase final de apoyo y del swing. La longitud MT máxima de los isquiosurales

		el sprint investigando las cinemáticas y activaciones musculares de los isquiosurales.	inferiores en los 6 meses previos (edad (años) $21,53 \pm 3,41$; altura (m) $1,81 \pm 0,06$; masa (kg) $79,91 \pm 11,11$). $V_{MÁX}$ (m/s) $7,7 \pm 0,11$	<ul style="list-style-type: none"> Las actividades de EMG fueron recolectados usando electrodos superficiales y de tierra (Noraxon) Se usaron coordenadas 3D para determinar los centros articulares y puntos de inserción MTU 	fue similar durante la fase final de apoyo y del swing, pero la activación muscular fue mayor durante al final del swing. Además, la velocidad de alargamiento fue mayor al final del apoyo que al final del swing.
(Schache et al., 2009)	Gait and Posture	Diferentes objetivos: investigar asimetrías biomecánicas antes de la lesión, evaluar la respuesta biomecánica de la misma e identificar el momento y localización.	Jugador profesional de futbol australiano. Altura: 186 cm Peso corporal: 91,5 kg Edad: 20,3 $V_{MÁX}$ de las 9 pruebas pre-lesión: $7,44 \pm 0,10$ m/s.	<ul style="list-style-type: none"> Sprint en una pista cubierta (<i>indoor</i>) Sistema del análisis del movimiento 3D con 8 cámaras (Vicon) Dos plataformas de fuerza AMTI se usaron para captar la GRF Modelo músculo-esquelético tridimensional <i>Inverse dynamics</i> 	La pierna derecha comparando con la izquierda mostró una mayor extensión de rodilla y un estiramiento MTU de los isquiosurales durante la fase final del swing, un pico de la GRF vertical aumentada, y un incremento en el pico del torque extensor de la cadera y generación de potencia de la cadera al principio de apoyo.
(Chumanov et al., 2011)	Medicine and Science in Sports and Exercise	Comparar la cinética de los isquiosurales entre la fase de apoyo y la del swing del ciclo de carrera del sprint. La hipótesis principal fue que la carga máxima y el trabajo negativo podrían ser mayores durante el swing comparando con la fase de apoyo, aumentado con la velocidad.	12 participantes voluntarios (9 hombres y 3 mujeres) (media \pm SD: edad = $24,5 \pm 4,1$ años, altura = $176,1 \pm 5,0$ cm, peso = $70,2 \pm 8,8$ kg) $V_{MÁX}$ (m/s): H $8,0$; M $7,1$	<ul style="list-style-type: none"> Cinta de correr Sistema de marcadores pasivos de 8 cámaras (Motion Analysis Corporation) Las actividades de EMG fueron recolectados usando electrodos superficiales Modelo músculo-esquelético tridimensional <i>Forward dynamics simulations</i> 	Los isquiosurales se encuentran en mayor peligro de lesión al final de la fase del swing comparando con la fase de apoyo.

(Schache et al., 2012)	Medicine and Science in Sports and Exercise	Cuantificar la carga biomecánica de los isquiosurales en un ciclo de zancada completa del sprint y determinar las diferencias para cada músculo individual (SM, ST, BF _{LH} , BF _{SH}).	7 sujetos (5 H y 2 M) participaron voluntariamente en este estudio (sprinters experimentados). Edad (años): $26,6 \pm 8,3$ Altura (cm): $177,9 \pm 5,6$ Peso corporal (kg): $74,4 \pm 8,2$ V _{MÁX} (m/s): $8,95 \pm 0,70$	<ul style="list-style-type: none"> • Pista de atletismo cubierta • Sistema de análisis del movimiento 3D con 22 cámaras (Vicon) • La GRF con una plataforma de fuerza grande (Kistler) • Las actividades de EMG fueron recolectados usando electrodos superficiales • Modelo músculo-esquelético tridimensional • <i>Inverse dynamics simulations</i> 	Los isquiosurales biarticulares (SM, ST y BF _{LH}) se encuentran alargándose, produciendo el pico de fuerza, y realizando mucho trabajo negativo al final de la fase del swing. Además, el BF _{LH} mostró mayor pico de deformación, el ST mayor velocidad de alargamiento, y el SM mayor pico de fuerza, potencia, y trabajo positivo y negativo.
(Higashihara et al., 2015)	Journal of Sport Sciences	Examinar las características de la cinemática de los isquiosurales durante el sprint con diferentes posiciones del tronco (inclinado vs. erguido).	8 atletas de atletismo (100 m, 200 m y 400 m sprint, y 400 m valla) participaron en el estudio ($19,4 \pm 2,4$ años; altura, $1,76 \pm 0,06$ m; masa, $65,3 \pm 4,6$ kg; mejor tiempo en 100 m, $11,04 \pm 0,21$ s) V _{MÁX} (m/s) tronco inclinado: $8,54 \pm 0,20$ V _{MÁX} (m/s) tronco erguido: $9,52 \pm 0,23$	<ul style="list-style-type: none"> • Pista de atletismo • Sistema de marcadores pasivos de 8 cámaras (Motion Analysis Corporation) • Modelo músculo-esquelético tridimensional 	El sprint con la inclinación anterior del tronco está asociado a una inclinación aumentada de la pelvis y flexión de cadera, pudiendo contribuir al estiramiento de los isquiosurales durante la fase de apoyo.
(Zhong et al., 2017)	Journal of Healthcare Engineering	Cuantificar las contribuciones de los torques articulares y potencia mecánica de las extremidades inferiores para aclarar el mecanismo lesivo de los isquiosurales.	8 sprinters de nivel nacional (edad: $21,1 \pm 1,9$ años, masa: $74,7 \pm 4,1$ kg, altura: $181,5 \pm 3,9$ cm). La mejor marca personal en 100 m oscilaba entre 10,27 s a 10,80 s	<ul style="list-style-type: none"> • Pista de atletismo • Datos cinemáticos 3D de 8 cámaras de alta resolución (Vicon) • Plataforma de fuerza (Kistler) para la GRF • Una estructura esquelética 3D • Los torques separados en cinco categorías: NET, GRA, MDT, EXF y MUS 	Durante la fase de apoyo, el MUS de la cadera y la rodilla contrarrestan la GRF. Durante la fase de swing, el MUS contrarresta los efectos del MDT. Al principio de la fase de apoyo y al final del swing, el EXF y MDT aplican mayor estrés en los isquiosurales.

(Schuermans, Van Tiggelen, et al., 2017)	Gait and Posture	Investigar la asociación entre las cinemáticas de la extremidad inferior y del tronco durante la máxima aceleración y la lesión isquiosural en una muestra de riesgo	2ª mitad de la temporada 2013. 30 jugadores de fútbol con un historial reciente de lesión (24,7 ($\pm 3,4$) años, 1,80 ($\pm 0,06$) m y 75,2 ($\pm 6,8$) kg) y 29 controles (23,7 ($\pm 4,5$) años, 1,81 ($\pm 0,05$) m y 74,4 ($\pm 7,1$) kg)	<ul style="list-style-type: none"> • Pista de carrera de 40 m • Análisis de movimiento 3D con 8 cámaras (Qualisys AB) • Detección de pasos con Optogait • Modelo virtual músculo-esquelético 	No tener un buen control lumbo-pélvico (estabilidad del core) durante la fase del swing está relacionado con el riesgo de lesión.
(Schuermans, Danneels, et al., 2017)	American Journal of Sports Medicine	Analizar la relación entre los patrones de activación de los músculos del tronco y glúteo, y la lesión isquiosural durante la aceleración máxima	2ª mitad de la temporada 2013. Una cohorte de 51 jugadores para el análisis prospectivo: 15 de ellos tuvieron una lesión durante el seguimiento (edad (años) $22,8 \pm 2,5$; peso (kg) $72,6 \pm 5,6$; altura (m) $1,78 \pm 0,07$) y 36 permanecieron sin lesionarse (edad (años) $24,3 \pm 4,4$; peso (kg) $75,2 \pm 7,3$; altura (m) $1,81 \pm 0,06$)	<ul style="list-style-type: none"> • Pista de carrera de 40 m • Detección de pasos con Optogait • Las actividades de EMG fueron recolectados usando electrodos superficiales 	Un adecuado control muscular proximal es esencial para reducir el riesgo de lesión durante el sprint máximo. Una buena actividad muscular del tronco y glúteos durante la fase de swing es indispensable.
(Higashihara et al., 2018)	Journal of Sports Sciences	Aclarar las diferencias en la activación de los isquiosurales mediales y laterales durante dos fases del sprint (Acc y $V_{MÁX}$)	13 sprinters sanos y universitarios masculinos (edad media, $20,2 \pm 0,6$ años; altura, $173,5 \pm 5,0$ cm; peso corporal, $64,9 \pm 5,8$ kg) $V_{MÁX}$ (m/s) Acc: $8,54 \pm 0,20$ $V_{MÁX}$ (m/s) $V_{MÁX}$: $9,52 \pm 0,23$	<ul style="list-style-type: none"> • Pista de atletismo • Sistema de marcadores pasivos de 12 cámaras (Motion Analysis Corporation) • Las actividades de EMG fueron recolectados usando electrodos superficiales • Modelo músculo-esquelético tridimensional 	En el sprint de aceleración la activación del BF_{LH} es alta al principio de la fase de apoyo por la extensión de cadera. En el sprint de velocidad máxima la activación del ST es alta al final del apoyo y mitad del swing por la extensión de la rodilla.
(Hegyi et al., 2019)	Medicine and science in sports and exercise	Examinar cómo influye el aumento de la velocidad en la actividad EMG de la porción proximal-	13 participantes varones (fútbol y fútbol gaélico) (edad, 25 ± 3 años; altura, $1,80 \pm 0,07$ m; masa corporal, 79 ± 9 kg; pierna preferida para chutar, 3 izq, 10 der)	<ul style="list-style-type: none"> • Cinta de correr • Las actividades de HD-EMG fueron recolectados usando electrodos superficiales • Análisis del movimiento 3D con 7 cámaras (Vicon) 	Los patrones de actividad intermuscular y proximal-distal de los isquiosurales varían mucho entre individuos, siendo

		distal e intermuscular del BF _{LH} y ST.	V _{MÁX} (m/s): 9,04 ± 0,52	<ul style="list-style-type: none"> Medición de la fuerza de flexión de rodilla hecho a medida 	cualitativamente consistentes en cada individuo. El patrón de actividad a una velocidad lenta (45% de la V _{MÁX}) similar a la velocidad rápida (75%).
(Higashihara et al., 2019)	Journal of Sports Sciences	Investigar la actividad EMG del BF _{LH} y G _{MÁX} y las características cinemáticas de la extremidad inferior en el sprint con atletas que vuelven de sufrir una lesión unilateral de los isquiosurales.	10 sprinters universitarios (19,9 ± 0,3 años; altura, 172,0 ± 3,9 cm; peso, 65,9 ± 7,1 kg) con antecedentes de una lesión por distensión unilateral isquiosural V _{MÁX} (m/s): 9,39 ± 0,17	<ul style="list-style-type: none"> Pista de atletismo Sistema de marcadores pasivos de 12 cámaras (Motion Analysis Corporation) Las actividades de EMG fueron recolectados usando electrodos superficiales Modelo músculo-esquelético tridimensional Fuerza concéntrica con un dinamómetro isocinético (Cybex Norm) 	La actividad del BF _{LH} de una extremidad lesionada comparando con la no lesionada es significativamente más bajo durante la fase de swing del sprint, mostrando un aumento en la flexión de la rodilla.
(Alizadeh & Mattes, 2019)	Human Movement Science	Hipótesis: el ángulo de la inclinación anterior de la pelvis está asociado con las cinemáticas de la pelvis, cadera y rodilla al final del swing.	34 jugadores de fútbol masculinos amateurs de la liga de primera división de Hamburgo. Para incluirlos en el estudio los jugadores debían tener un mínimo de 5 años de experiencia y participar en 3 sesiones de actividades específicas al fútbol	<ul style="list-style-type: none"> Cinta de correr Sistema de análisis de movimiento con 8 cámaras (Vicon) El ángulo de inclinación de la pelvis se midió usando una estereografía de vídeo ráster (DIERS Formetric 4D) 	Los cambios en el ángulo de la inclinación anterior de la pelvis se correlacionan con cambios en las cinemáticas de la cadera y rodilla (mayor extensión de rodilla y, para compensar, menor flexión de cadera) al final del swing.

MT, Músculo-tendinoso; BF, Bíceps femoral; SM, Semimembranoso; ST, Semitendinoso; BF_{LH}, Cabeza larga del bíceps femoral; BF_{SH}, Cabeza corta del bíceps femoral; G_{MÁX}, Glúteo mayor; EMG, Electromiografía; V_{MÁX}, Velocidad máxima; HD-EMG, Electromiografía de alta densidad; Acc, Aceleración; GRF, Fuerza de reacción del suelo; MUS, torque generado por las contracciones musculares; GRA, Fuerzas gravitacionales que actúan en el centro de masa de cada segmento; EXF, torque generado en las articulaciones debido a la GRF; MDT, Suma de todos los torques entre interacciones producidas por los movimientos de los segmentos corporales; MTU, Unidad músculo-tendinosa; CE, Elementos contráctiles.

9.4. Resultados de la lista modificada de Downs and Black

Tabla 2. Resultados de la lista modificada de Downs and Black para valorar el riesgo de sesgos.

Lista de comprobación de Downs and Black																	
Autores	Ítem 1	Ítem 2	Ítem 3	Ítem 6	Ítem 7	Ítem 9	Ítem 10	Ítem 11	Ítem 12	Ítem 16	Ítem 17	Ítem 18	Ítem 20	Ítem 25	Ítem 26	Ítem 27	Suma
	<i>Hipótesis descrita</i>	<i>Resultados principales que se quieren medir</i>	<i>Características de los participantes descritas</i>	<i>Resultados principales descritos</i>	<i>Estimaciones de la variabilidad de los resultados</i>	<i>Características de los participantes perdidos en el seguimiento</i>	<i>Valores de probabilidad actual</i>	<i>Sujetos pedidos para participar representativos</i>	<i>Sujetos preparados para participar representativos</i>	<i>Resultados basados en la filtración de datos</i>	<i>Diferente longitud de seguimiento ajustado</i>	<i>Estadística apropiada</i>	<i>Resultados válidos y fiables</i>	<i>Ajustes para los factores de confusión</i>	<i>Pérdidas de sujetos considerado</i>	<i>Suficiente potencia</i>	
(Alizadeh & Mattes, 2019)	1	1	1	1	1	N/A	1	N/A	0	1	N/A	1	1	N/A	N/A	0	9
(Chumanov et al., 2007)	1	1	1	1	1	N/A	1	N/A	N/A	1	N/A	1	1	N/A	N/A	0	9
(Chumanov et al., 2011)	1	1	1	1	1	N/A	1	N/A	N/A	1	N/A	1	1	N/A	N/A	0	9
(Hegyi et al., 2019)	1	1	1	1	1	N/A	1	N/A	0	1	N/A	1	1	N/A	N/A	0	9
(Higashihara et al., 2015)	1	1	1	1	1	N/A	1	0	0	1	N/A	1	1	N/A	N/A	0	9
(Higashihara et al., 2018)	1	1	1	1	1	N/A	0	N/A	0	1	N/A	1	1	N/A	N/A	0	8
(Higashihara et al., 2019)	1	1	1	1	1	N/A	1	0	0	1	N/A	1	1	N/A	N/A	0	9
(Schache et al., 2009)	1	1	1	1	1	N/A	N/A	N/A	N/A	1	N/A	1	1	N/A	N/A	0	8
(Schache et al., 2012)	1	1	1	1	1	N/A	N/A	N/A	N/A	1	N/A	1	1	N/A	N/A	N/A	8
(Schuermans, Danneel)	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0	0	0	11

s, et al., 2017)																		
(Schuermans, Van Tiggelein, et al., 2017)	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0	0	0	11	
(Thelen et al., 2005)	1	1	1	1	1	N/A	0	0	0	1	N/A	1	1	N/A	N/A	0	8	
(Yu et al., 2008)	1	1	1	1	1	N/A	1	0	0	1	N/A	1	1	N/A	N/A	0	9	
(Zhong et al., 2017)	1	1	1	1	1	N/A	0	N/A	N/A	1	N/A	1	1	N/A	N/A	0	8	

N/A, No Aplicable