

Módulo 4. Cinética y cinemática en lesiones y rehabilitación de músculos y tendones de miembros inferiores.

Jarrod Antflick, Daniel Cohen, Sam Baida y Luke Hart

4.1 Tendinopatía

Jarrod Antflick y Daniel Cohen

Epidemiología

Las tendinopatías de las extremidades inferiores son un problema muy común en los deportes ocupacionales, recreativos y en una variedad de deportes de carrera. Una tendinopatía se define como una presentación clínica con síntomas clave como dolor, inflamación o engrosamiento del tendón, con una reducción de las capacidades funcionales y del rendimiento atlético (Maffulli et al., 2004). La sobrecarga repetitiva del tejido tendinoso humano suele provocar lesiones por sobre uso de naturaleza aguda y crónica. Las agudas se caracterizan por una homeostasis alterada, un aumento de la CSA del tendón debido en parte a la acumulación de líquido sin cambios en las propiedades mecánicas del tendón (Tran et al., 2020) y dolor. La tendinopatía crónica se caracteriza además por un cambio en las propiedades mecánicas y un aumento del colágeno fibrilar de tipo III alineado de forma desorganizada junto con el pandeo de los tenocitos y un cambio en la proporción de fibrillas de colágeno de grandes a pequeñas (Pingel et al., 2014). Estas alteraciones se manifiestan como dolor tendinoso localizado y dependiente de la carga, hinchazón de la región y engrosamiento tendinoso con pérdida de la función muscular, en particular de la producción de fuerza (Kjaer, 2004). Si son sintomáticas, las tendinopatías suelen reducir la participación en entrenamientos y partidos, así como los niveles de rendimiento (Lian et al., 2011), mientras que las asintomáticas pueden generar una reducción del rendimiento funcional, como la disminución de la producción de fuerza.

4.1.1 Tendinopatía rotuliana

Prevalencia y factores de riesgo

La prevalencia de la tendinopatía rotuliana (PT) varía en función del sexo biológico, la edad y el deporte. Se observa una prevalencia de más del 14% en una cohorte mixta de atletas de élite, 8% de los cuales había experimentado síntomas en algún momento de su carrera de



élite, durante duraciones medias de 32 meses (Lian et al., 2011). La PT es dos veces más frecuente en varones (13,5%) que en mujeres (5,6%) y más alta en deportistas de élite de voleibol (45%) y baloncesto (31,9%). Estas tasas de incidencia son sustancialmente más bajas en los niveles sub-élite hasta el 14% en voleibol y el 12% en baloncesto (Zwerber et al., 2011). La prevalencia de la tendinopatía rotuliana (PT) varía en función del sexo biológico, la edad y el deporte. Se observa una prevalencia de más del 14% en una cohorte mixta de atletas de élite, 8% de los cuales había experimentado síntomas en algún momento de su carrera de élite, durante duraciones medias de 32 meses (Lian et al., 2011). La PT es dos veces más frecuente en varones (13,5%) que en mujeres (5,6%) y más alta en deportistas de élite de voleibol (45%) y baloncesto (31,9%). Estas tasas de incidencia son sustancialmente más bajas en los niveles sub-élite hasta el 14% en voleibol y el 12% en baloncesto (Zwerber et al., 2011). Otros factores de riesgo de PT incluyen una mayor masa corporal (IMC) (Lian et al., 2011; Backman et al., 2011), que está directamente relacionada con las mayores demandas de carga sobre los tejidos conectivos y los vGRF resultantes durante el aterrizaje y el corte sobre estas estructuras.

Los factores de riesgo de la PT aumentan con la edad (Lian et al., 2011) y han terminado con la carrera del 53% de 36 atletas de salto en un seguimiento de 15 años (Kettunen et al., 2002). Esto se debe a que el proceso de envejecimiento se asocia a una reducción de la elastina dentro de la matriz intrafascicular (MIF) y a un endurecimiento de la MIF (Godinho et al., 2017). La evidencia de modelos animales sugiere una reducción en el número total y la capacidad de las células del tendón para proliferar y migrar (Kohler et al., 2013; Zhou et al., 2010), lo que dificulta su capacidad de reparación (Magnusson & Kjaer, 2018). Desde una perspectiva de imagen, una revisión sistemática concluyó que los atletas con regiones hipoeoicas en el tendón rotuliano (identificadas con ultrasonido) tenían un riesgo relativo de PT de 4,97 (McAuliffe et al., 2016), que destaca la importancia de un resorte de tracción mecánicamente sólido en el tendón rotuliano para la realización de movimientos sin dolor.

Rehabilitación y reducción de riesgos

Para rehabilitar de forma óptima a los pacientes y atletas que sufren PT, el clínico o los equipos médicos y de rendimiento, deben comprender los requisitos de los elementos contráctiles del músculo y el tendón para volver a practicar el deporte. Sin embargo, estos requisitos también se aplican a los atletas sanos y, por lo tanto, son relevantes para las estrategias de reducción del riesgo de lesiones. Los resultados de las pruebas de rehabilitación y reincorporación al deporte (RTS) deben cumplir las exigencias mínimas del deporte, o el riesgo de volver a lesionarse seguirá siendo alto. Por ejemplo, al aterrizar de un salto, la magnitud de la carga intratendinosa del tendón rotuliano supera los 8000 N, lo que equivale a 6-8 veces el peso corporal del atleta (Zernicke et al., 1977). La rigidez del tendón es un



aspecto importante de la función tendinosa y "describe la relación entre la fuerza ejercida sobre el tendón y su cambio en la longitud" (Kubo et al., 1999).

La rigidez de las estructuras de los tejidos blandos, principalmente el tendón rotuliano, son fundamentales para la transferencia de fuerza del músculo al hueso y en la producción de altos índices de desarrollo de fuerza (RFD).

La rigidez de la pierna se calcula a menudo utilizando el modelo de spring-masa durante saltos verticales repetidos;

En el salto, la fuerza vertical máxima de reacción al suelo (F_{max}) y la compresión de la pierna coinciden en la mitad de la fase de contacto con el suelo.

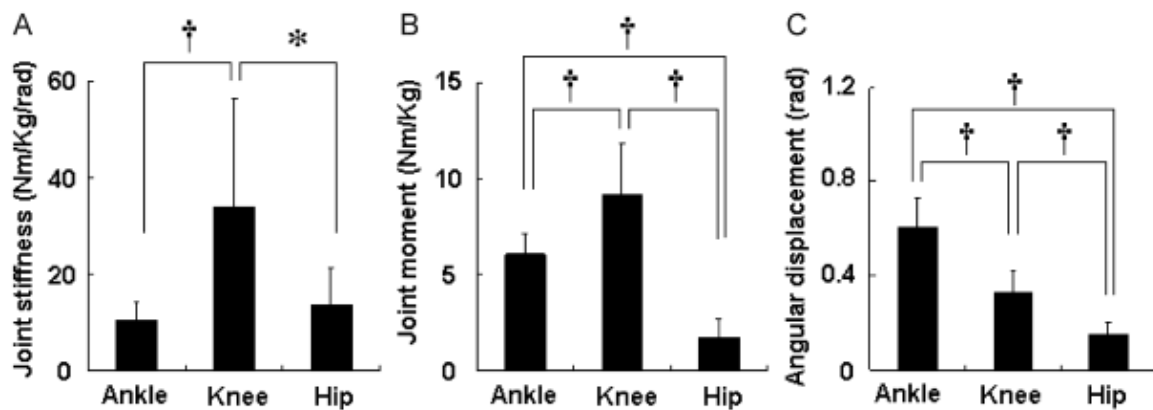
En este punto, la rigidez de la pierna puede calcularse como la relación entre la fuerza vertical máxima de reacción al suelo y la compresión máxima de la pierna (Farley y Morgenroth, 1999), considerando la compresión de la pierna igual al desplazamiento vertical máximo del centro de masa (COM) durante el contacto con el suelo (Farley y Morgenroth, 1999).

Del mismo modo, la rigidez articular (K_{joint}) puede calcularse como la relación entre el momento articular máximo y el desplazamiento angular articular en la mitad de la fase de contacto con el suelo (Farley y Morgenroth, 1999).

El tendón rotuliano es responsable de aproximadamente el 30% de la variabilidad en la tasa de desarrollo de torsión (RTD) en una extensión isométrica máxima de la rodilla (Bojsen-Møller et al., 2005), lo que explica por qué un tendón demasiado flexible (es decir, con poca rigidez) compromete la capacidad de generar fuerza rápidamente de forma isométrica y dinámica. El objetivo de cualquier rehabilitación o programa de reducción de carga/riesgos debe ser mejorar las mecano-características del tendón rotuliano y su aponeurosis para atenuar y modular la fuerza (Bojsen-Møller et al., 2005). En las tareas de salto máximo, es la rigidez de la rodilla, en particular del cuádriceps y del tendón rotuliano, la que modula la rigidez de la pierna, y no el tobillo, como se había propuesto anteriormente (Hobara et al., 2009).



Figura 1: Comparación de la rigidez, el momento y el desplazamiento angular del tobillo, la rodilla y la cadera en el salto.



Source: Hobara et al., 2009, p.1770.

| Original | Traducción |
|-----------------------------|--|
| Joint stiffness (Nm/Kg/rad) | Rigidez de la articulación (Nm/Kg/rad) |
| Joint moment (Nm/Kg) | Momento conjunto (Nm/Kg) |
| Angular displacement (rad) | Desplazamiento angular (rad) |
| Ankle | Tobillo |
| Knee | Rodilla |
| Hip | Cadera |

Además, la rigidez de la articulación de la rodilla es un factor determinante en la velocidad de carrera y de sprint (Hobara et al., 2009). Por otra parte, en el salto vertical de contacto corto, la rigidez de las piernas se mantiene relativamente sin cambios con un aumento de la intensidad del salto, pero la rigidez de la articulación de la rodilla aumentó, mientras que la rigidez del tobillo se mantuvo sin cambios (Kuitunen et al., 2011). Cuando el peso corporal efectivo aumentó de tres a seis veces al aumentar la altura de caída en una tarea de salto a dos piernas sobre placas de fuerza, el movimiento de la articulación del tobillo se multiplicó por dos, mientras que la rigidez de la rodilla se multiplicó por cinco con el mismo aumento de la carga (Kuitunen et al., 2011).

Cinética y cinemática alteradas en PT

En un estudio sobre la ejecución del salto de caída a dos piernas en 24 jugadores de voleibol sanos, los que tenían antecedentes de tendinopatía rotuliana mostraron un aterrizaje más rígido de la articulación de la rodilla. También experimentaron una mayor carga en el tobillo



y la rodilla y mayores velocidades angulares de la rodilla, pero los mismos rangos de movimiento articular que los que no tenían antecedentes de PT (Bisseling et al., 2007). Sin embargo, la naturaleza retrospectiva del estudio implica que no se puede determinar si esta estrategia de aterrizaje para evitar la carga de la "rodilla rígida" es consecuencia de un PT previo o un factor causal. Un estudio realizado en una pequeña cohorte de siete atletas de voleibol de élite que realizaban una tarea de stop jump obtuvo una evaluación con mayores demandas de atenuación de la fuerza horizontal en comparación con el salto en caída, y mostró alteraciones cinemáticas contrastadas en las que aquellos con PT existente mostraban una mayor flexión de la rodilla y extensión de la cadera en la fase de aterrizaje (Edwards et al., 2010). Por lo tanto, parece haber más de una estrategia de aterrizaje asociada al PT actual o previo, una de mala aceptación de la carga manteniendo una articulación de la rodilla más rígida y extendida, y la otra, una mayor flexión de la rodilla en el aterrizaje, debido a la incapacidad de crear rigidez (Helland et al., 2013; Bojsen-Møller et al., 2005). Estas estrategias pueden reflejar respuestas diferenciales a una presentación aguda de PT frente a una respuesta adaptativa más prolongada a la PT crónica.

En términos de medidas de rendimiento, los estudios en jugadores de voleibol muestran asociaciones prospectivas (Helland et al., 2013; Visnes et al., 2013) y retrospectivas (Lian et al., 1996) entre una mayor altura de salto y la incidencia de la PT. Si bien esto parece sugerir que los atletas con mayor altura de CMJ pueden ser más susceptibles a la PT, esta asociación podría estar relacionada con que aquellos atletas con mayor altura de salto son los que juegan a un nivel más alto y, en consecuencia, participan en un mayor volumen de entrenamiento y actividad de salto-aterrizaje.

Por lo tanto, puede ser que una mayor exposición medie estas alteraciones en la morfología del tendón rotuliano y los síntomas en lugar de una mayor altura de salto per se (Lian et al., 2011; Lian et al., 1996).

En un análisis reciente de jugadores profesionales de voleibol, encontramos que el desarrollo de dolor anterior de rodilla (AKP) durante la temporada se asoció con valores significativamente más bajos en varias variables cinéticas CMJ consideradas como indicadores de buena función del ciclo de estiramiento-acortamiento (SSC) y rigidez (tiempo de vuelo: tiempo de contracción, duración de la fase de desaceleración excéntrica, tasa de desaceleración excéntrica de desarrollo de fuerza), en una evaluación de principios de temporada (Del Aguilla et al., 2021). Sin embargo, no hubo diferencias significativas en la altura de salto entre los que desarrollaron y los que no desarrollaron AKP. Dado que menos de la mitad de los casos con AKP se diagnostican como tendinopatía rotuliana, estos datos sugieren que no sólo la altura de salto sino también la cinética CMJ deberían considerarse en análisis posteriores del riesgo de PT. Estos hallazgos preliminares con respecto a los marcadores de rigidez/SSC que se asocian con la salud futura del tendón se alinean con la investigación que muestra que en comparación con los grupos de control sanos, las medidas



de rigidez fueron menores en los tendones rotulianos sintomáticos, mientras que el área transversal proximal del tendón (CSA) fue mayor (Helland et al., 2013).

Factores de riesgo cinéticos y cinemáticos

No resulta sorprendente que existan diferencias de género en la cinética de salto, con mayores magnitudes de carga intratendinosa y tasas de carga en los hombres, debido en parte a una mayor fuerza extensora de la rodilla (Janssen et al., 2013). El análisis cinemático de la carrera también indica pequeñas diferencias entre los sexos, según las cuales las mujeres muestran una mayor flexión de la rodilla y una reducción de las velocidades de extensión de la cadera, así como un inicio más temprano de la flexión terminal de la rodilla durante la fase de contacto con el suelo, que es un perfil cinemático asociado con el desarrollo del PT (Grau et al., 2008). En las corredoras, otros factores de riesgo cinemáticos para el PT incluyen la eversión máxima del tobillo, la pronación excesiva y la aducción máxima de la cadera (Mousavi et al., 2019). Se piensa que la eversión posterior del pie junto con la rotación interna de la tibia provocan una sobrecarga de las estructuras de las extremidades inferiores que causa PT (Hintermann & Nigg, 1998). Además, se ha demostrado que los individuos con una menor amplitud de movimiento (ROM) de dorsiflexión del tobillo (Malliaras et al., 2006; Crossley et al., 2007) tienen un riesgo 1,8-2,8 veces mayor de padecer PT, si la ROM es inferior a 45° (Malliaras et al., 2006). Con respecto a la mecánica de salto-aterrizaje, en un salto de caída de doble pierna (DLDJ), los aterrizajes con ROM de dorsiflexión de tobillo limitado aumentan los momentos articulares del tobillo en un 14% en comparación con los aterrizajes con ROM de dorsiflexión de tobillo normal. En un aterrizaje de caída, los extensores de la rodilla absorben el 34% y los extensores de la cadera el 22% de las fuerzas de impacto (Devita & Skelly, 1992). Las grandes diferencias en las posiciones de aterrizaje con dorsiflexión limitada frente a las normales observadas en el DLDJ se debieron principalmente a una posición del tronco más extendida y se asociaron con un impulso de fuerza de reacción del suelo (GRF) un 23% mayor en el impacto inicial (1° aterrizaje del DJ). A medida que aumentó la "rigidez del aterrizaje" (es decir, menor ROM de dorsiflexión y menor flexión de rodilla y tronco), también aumentó la contribución relativa de los flexores plantares del tobillo, mientras que disminuyó la contribución de los extensores de cadera y rodilla (Devita & Skelly, 1992). En general, en el aterrizaje más flexible, el sistema muscular absorbió un 19% más de energía cinética, lo que pone de relieve la importancia de la cinemática en la atenuación de la energía, así como la influencia específica del tobillo en la tarea de aterrizaje.

Un estudio prospectivo de 75 atletas también halló asociaciones entre el ROM de la dorsiflexión del tobillo y la PT. La dorsiflexión por debajo de 36,5° se asoció con un 18,5% a 29,4% más de riesgo de desarrollar PT durante el seguimiento de 1 año, mientras que el riesgo en aquellos con ROM superior a 36,5° fue solo del 1,8%-2,1% (Backman et al., 2011). Se cree que esto se relaciona con una limitación en la amplitud de movimiento (ROM) de dorsiflexión



del tobillo que reduce la capacidad del complejo gastro-sóleo para atenuar las fuerzas de reacción del suelo al aterrizar de un salto (Devita & Skelly, 1992), lo que implica una transmisión de fuerzas de tracción proximal al tendón rotuliano, aumentando las fuerzas de impacto en la articulación de la rodilla. Mientras que en los atletas la mala flexibilidad de la banda iliotibial (por debajo de $-0,02^{\circ}/\text{kg}$) medida en una posición de Obers modificada y la alineación de la caña del pie medida en 90° ROM dorsiflexión también se encontró asociada con el desarrollo de PT (Mendonça et al., 2016), la aplicabilidad de una medida de alineación de la caña del pie en una posición sin soporte de peso es cuestionable, dado que los tejidos blandos del tobillo y del pie se alterarán en una postura de soporte de peso completo. Además, la cohorte consistía de solo 16 tendones rotulianos positivos para tendinopatía, una cohorte pequeña sobre la que extraer conclusiones firmes e influir en la práctica clínica. No obstante, en un estudio reciente en el que se examinó la relación entre la movilidad rotuliana, la cinemática de las extremidades inferiores y la excursión rotuliana medial o lateral en 22 atletas (11 con PT), aquellos con PT mostraron una mayor movilidad rotuliana lateral y mayores ángulos de aducción de la cadera (Lazaro et al., 2021).

La posición del tronco durante el aterrizaje tiene una influencia importante en la tasa de carga a través del mecanismo extensor de la rodilla y es relevante para el voleibol y el baloncesto. Una mayor flexión del tronco en el aterrizaje reduce el vGRF y aumenta la actividad EMG del cuádriceps hasta en un 60% (Blackburn & Padua, 2009). Este efecto se debe a que el centro de masa se encuentra más cerca del centro de rotación de la articulación de la rodilla, lo que reduce el brazo de la palanca. Cuando la técnica del deporte lo permita, se debe animar al atleta a adaptar una posición de aterrizaje más flexionada para reducir la carga del cuádriceps y las fuerzas intratendinosas dentro del tendón rotuliano, empleando la cadena posterior para disipar las fuerzas.

En una cohorte mixta de 27 atletas masculinos y femeninos de tenis, voleibol, baloncesto, netball y fútbol, tanto la flexibilidad de los isquiotibiales como la de los cuádriceps fueron predictivas del PT (Crossley et al., 2007). Aunque los atletas que sufrían PT unilateral tenían menor fuerza en los cuádriceps, aquellos con PT bilateral no diferían de los grupos de control (Crossley et al., 2007). En un seguimiento de 2 años de 138 estudiantes de educación física, la fuerza de isquiotibiales y cuádriceps fue el único determinante del PT (Witvrouw et al., 2001).

4.1.2 Tendinopatía del tendón de Aquiles

Epidemiología

La tendinopatía del tendón de Aquiles (TA), clasificada como insercional y de porción media (una zona 2cm proximal a la inserción del calcáneo, que se extiende 6cm proximalmente) (Courville et al., 2009) se diagnostica clínicamente en función de la aparición de la combinación de los siguientes factores: Dolor en el tendón de Aquiles, inflamación y deterioro del rendimiento deportivo (Paavola et al., 2002), así como otros factores causales multifactoriales como biomecánicos, clínicos y de entrenamiento (Hein et al., 2014). Se ha informado que su prevalencia alcanza el 1,85 por 1000 de la población y es más común en varones que en mujeres, con un 35% de los casos relacionados con la actividad deportiva (De Jonge et al., 2011). El TA representó el 14,3% de todas las lesiones en una cohorte de 66 corredores principiantes con el objetivo de correr 5km (Van Ginckel et al., 2008), mientras que un informe que examinaba a corredores de media distancia por encima de la media observó que el 34% experimentó un problema con su tendón de Aquiles (Haglund-Åkerlind & Eriksson, 1993).

Los factores de riesgo prospectivos para el TA incluyen fractura previa de la extremidad inferior (Owens et al., 2013) y un IMC más alto (más de 25) (Owens et al., 2013) o peso corporal (Wezenbeek et al., 2018). Una revisión sistemática examinó el impacto de la TA en varias cualidades de la fuerza en los flexores plantares; máxima (isométrica y dinámica), explosiva (tasa isométrica de desarrollo de fuerza) y reactiva (es decir, función de SSC en saltos). Basándose en comparaciones entre estas cualidades en la extremidad afectada y la extremidad sana contralateral, hallaron pruebas consistentes de diferencias significativas en la RFD isométrica (10-21% menor en la extremidad TA frente a la no TA) y déficits menores pero significativos en la fuerza máxima isométrica (5-12%). Se observaron déficits en las extremidades TA en las medidas de "fuerza reactiva", como un menor salto horizontal y distancias de salto repetido del 16-35% y 16-20% menos altura de salto vertical con una sola pierna y RSI (es decir, tiempo de vuelo a tiempo de contacto). El pico de torsión de flexión plantar excéntrico y concéntrico isocinético a velocidades más altas mostró diferencias de tamaño de efecto de moderadas a grandes entre extremidades TA y no TA, pero a velocidades lentas estas diferencias fueron pequeñas (60/s). Por el contrario, en la prueba de elevación del talón con peso corporal, utilizada tradicionalmente en el ámbito clínico, se registraron diferencias entre extremidades en el número de repeticiones realizadas entre el lado sintomático y el no sintomático de solo el 8% (Mahieu et al., 2006; McAuliffe et al., 2019), lo que pone de relieve su menor sensibilidad. Dado que se han registrado cargas tendinosas intratendinosas durante la carrera a alta velocidad (6 m/s) de 9000 N, la fuerza es claramente una variable de calidad importante para la reducción del riesgo de TA en atletas que corren y practican deportes de equipo (Komi, 1990). La rigidez del musculo-tendón tiene una relación

positiva con la RFD isométrica en extensión de rodilla (Waugh et al., 2013), al igual que en el tendón rotuliano (Bojsen-Møller et al., 2005). Sin embargo, si la rigidez del TA es demasiado alta, esto es desfavorable para el rendimiento en carrera debido a una reducción de la eficiencia asociada a las consecuentes altas velocidades de acortamiento de los fascículos musculares (Lichtwark et al., 2006). En los atletas, los TA más largos se asociaron con RFD más bajos en los 0-10 ms iniciales de la fase de cesión del CMJ (Earp et al., 2011), y una mayor rigidez se asoció con un retraso electromecánico (EMD) más corto, con reducciones de EMD observadas después del entrenamiento pliométrico (Grosset et al., 2009). La importancia de los flexores plantares del tobillo para el rendimiento de la CMJ también es clara; en orden de mayor a menor contribución a los momentos netos articulares durante la aceleración del cuerpo verticalmente durante la fase ascendente del movimiento encontramos: el sóleo, gastrocnemio medial y lateral seguido por el grupo de cuádriceps, con el sóleo operando casi a su máxima capacidad durante la CMJ (Kipp & Kim, 2020). Un estudio prospectivo de reclutas militares (N=69), informó que los individuos con una fuerza flexora plantar isocinética de menos de 50 Nm combinada con una dorsiflexión del tobillo de más de 9° tenían un riesgo significativamente elevado de desarrollar TA (Mahieu et al., 2006). Aunque se trata de un hallazgo relevante que demuestra la importancia de la fuerza y la amplitud de movimiento de la articulación, esta cohorte militar tenía poca experiencia en correr y, por lo tanto, estos hallazgos pueden no ser generalizables a poblaciones más atléticas.

Una posible causa anatómica mecano-cinématica de la TA es la de la compresión de la columna medial del tendón de Aquiles contra el tendón plantar largo. Antes se pensaba que el tendón plantaris longus rara vez se producía en la población general, pero está presente en el 80%-100% de la población (Saxena & Bareither, 2001; Van Sterkenburg et al., 2011). En especímenes cadavéricos, la presión medida entre el Aquiles y el plantaris longus en flexión plantar de ROM final con valgo posterior del pie indica que puede ser causal de TA en aquellos que sufren TA de porción media (Stephen et al., 2018).

Factores de riesgo cinemáticos y cinéticos - basados en el análisis de las carreras

Aunque es posible que no tenga acceso a las herramientas necesarias para realizar análisis cinemáticos y cinéticos de la carrera, es importante que conozca los factores de riesgo de la TA identificados en dichos análisis. El principal factor identificado fue el retraso en el momento de la eversión del tobillo y la debilidad de los abductores de la cadera (Jungmalm et al., 2020). Si bien una mayor eversión posterior del pie es un factor de riesgo cinemático potencial para el PT (Mousavi et al., 2019), la mayoría de las pruebas no apoyan su papel en el riesgo de TA. Las características clave en un grupo de atletas con TA y estrés tibial medial (MTSS) fueron un tiempo de eversión prolongado, ángulos de dorsiflexión estáticos reducidos y un mayor ángulo de varo tibial en posición vertical (Becker et al., 2017). Además, los corredores con TA mostraron una articulación de la rodilla más extendida, menor dorsiflexión



del tobillo y un pie trasero más everso (valgo) en el momento de la toma de contacto en comparación con los grupos de control sanos (Hein et al., 2014; Ryan et al., 2009; Azevedo et al., 2009). Esto puede ser porque la mayor extensión de la rodilla podría producir una mayor eversión del pie posterior, lo que daría lugar a una mayor rotación interna de la tibia y una mayor tensión en el complejo gastro-solear. Este mecanismo se apoya en otro estudio que encontró que una mayor eversión del pie trasero puede ser causada por una menor fuerza de los flexores de la rodilla, lo que resulta de mantener preferentemente una rodilla más extendida durante la primera mitad de la fase de apoyo (Hein et al., 2014). Aunque la debilidad de los flexores de la rodilla también puede ser la causa o el efecto de una cinemática alterada, los corredores de estos estudios pueden autoseleccionar una postura de carrera más adelantada o natural que fomenta una mayor flexión plantar, aumentando la carga de TA (Mousavi et al., 2019). También se ha observado una alteración del impulso neural del sóleo (Wang et al., 2011) con una menor fuerza de flexión plantar isométrica y RFD en el lado tendinopático.

En una pequeña cohorte de corredores con TA, se observó una menor abducción de la cadera y una mayor ROM de dorsiflexión del tobillo (Donoghue et al., 2008), y se cree que esto último se debe a una mayor distensibilidad de los tejidos y a una reducción de la rigidez del tendón de Aquiles como resultado de la TA (Helland et al., 2013; Arya & Kulig, 2010; Child et al., 2010). Una mayor inversión del pie en el golpe de talón y una mayor eversión también fueron características de los corredores con TA en este estudio. En un análisis retrospectivo reciente de corredores de alta calidad con TA, no parecía haber diferencias en la biomecánica en el tobillo o la rodilla en comparación con los controles, pero el grupo con TA mostró una mayor aducción de la cadera, impulso de rotación externa y momentos máximos de rotación externa de la cadera (Creaby et al., 2017). Nótese, sin embargo, que debido a la naturaleza retrospectiva de estos estudios, no se puede determinar si estas alteraciones de la biomecánica de la cadera son causa o efecto de la TA.

Aplicar la investigación en el "mundo real"

De las pruebas se desprende claramente que las cargas intratendinosas en el tendón rotuliano superan 6 veces el peso corporal y cerca de 8 veces el peso corporal al aterrizar de un salto. Las cargas intratendinosas son mayores en el tendón de Aquiles y pueden llegar a ser 11 veces superiores al peso corporal. Por ello, la evaluación periódica de las cualidades de atenuación y producción de fuerza es fundamental para los programas de reducción de riesgos y el tratamiento óptimo de los deportistas con PT o TA, y de ser factible, también, la cinemática periódica para detectar algunos de los factores de riesgo descritos. No obstante, las plataformas de fuerza dual de eje vertical único son la herramienta más común para evaluar la cinética en el ámbito deportivo y clínico, por lo que se han establecido como requisito mínimo para los equipos médicos y de rendimiento. Como en la rehabilitación de todas las lesiones, los datos de referencia previos a la lesión proporcionan información crucial para guiar al profesional en la recuperación de la función neuromuscular y el retorno al alto



rendimiento. Los perfiles obtenidos de atletas sanos también permiten estratificar e identificar a aquellos que no alcanzan los puntos de corte. En lo que respecta a la TA/PT, el autor sugiere que, como guía, en el atleta sano y en aquellos que vuelven a practicar deporte tras una lesión tendinosa, debe alcanzarse un estándar mínimo de una fuerza vertical máxima neta (fuerza neta por encima del peso corporal) de 1,5 veces el peso corporal en una sentadilla isométrica con cinturón con una sola pierna (figura 2). La sentadilla con cinturón es una prueba fiable y reproducible en deportes en los que la fuerza de las extremidades superiores no es una parte vital de los requisitos de los atletas en el terreno de juego, como el fútbol, el críquet o el baloncesto, o aquellos que tienen poca experiencia con ejercicios de tracción, esto sería preferible antes que un IMTP. También es más cómodo en lo que respecta a la carga de la columna vertebral que una sentadilla iso "bajo la barra". Por el contrario, en deportes como el rugby, la NFL o el judo, en los que la fuerza de agarre de las extremidades superiores es un requisito atlético y probablemente se tenga más experiencia en ejercicios de tracción, el IMPT podría ser apropiado. El estándar mínimo de fuerza para los atletas que regresan de una TA debería ser un pico de fuerza vertical neta de 1,5-2 veces el peso corporal cuando se les prueba en una elevación isométrica sentada de la pantorrilla.

La lectura y comprensión no sólo de estas métricas numéricas de las variables bilaterales y asimetrías procesadas por el software de la plataforma de fuerza, sino también de la curva fuerza-tiempo (la forma de onda), también puede dar algunas ideas adicionales sobre las estrategias cinemáticas empleadas por el atleta durante un DL-CMJ o DL-DJ. Como se describe a lo largo de este certificado, las duraciones de la fase de salto y las variables de fuerza e impulso limitadas en el tiempo para describir cómo un atleta está logrando la tarea y proporcionar información más allá de la altura del salto y el tiempo de vuelo: métricas de rendimiento de tiempo de contracción. La profundidad del salto con contramovimiento y la velocidad máxima excéntrica también proporcionan cierto contexto en términos del movimiento de todo el cuerpo (centro de masa), en términos de la profundidad y la velocidad a la que se mueve el atleta.

La figura 2 muestra la cinética DL-CMJ en un atleta con PT del lado derecho (unilateral). Existen asimetrías evidentes en las fases de salto-aterizaje: desplazamientos hacia la extremidad izquierda sana y alejamiento de la extremidad derecha afectada (una estrategia de evitación bien descrita tras lesiones ligamentosas). La asimetría media en la tasa de desaceleración excéntrica del desarrollo de la fuerza (EDRFD) es del 26,6%, del 16,7% en la fuerza a velocidad 0 y del 23,7% en la fuerza máxima de aterizaje. Las asimetrías no son evidentes en la fase concéntrica tardía, caracterizada por métricas como la fuerza en el pico de potencia o el impulso concéntrico P2 (el 2º 50% de la fase), pero están presentes en la parte inicial de esta fase: cuantificadas por el impulso concéntrico-100 o en la asimetría P1 (1º 50% de la fase de con.). Sin embargo, lo que no está cuantificado por estas variables, pero puede identificarse en la figura, en las curvas izquierda y derecha, es la forma bimodal de la onda fuerza-tiempo concéntrica (es decir, la curva de fuerza tiene una clara "caída" y, por tanto, dos picos) en la fase concéntrica (véase el curso "Evaluación de la fuerza e introducción

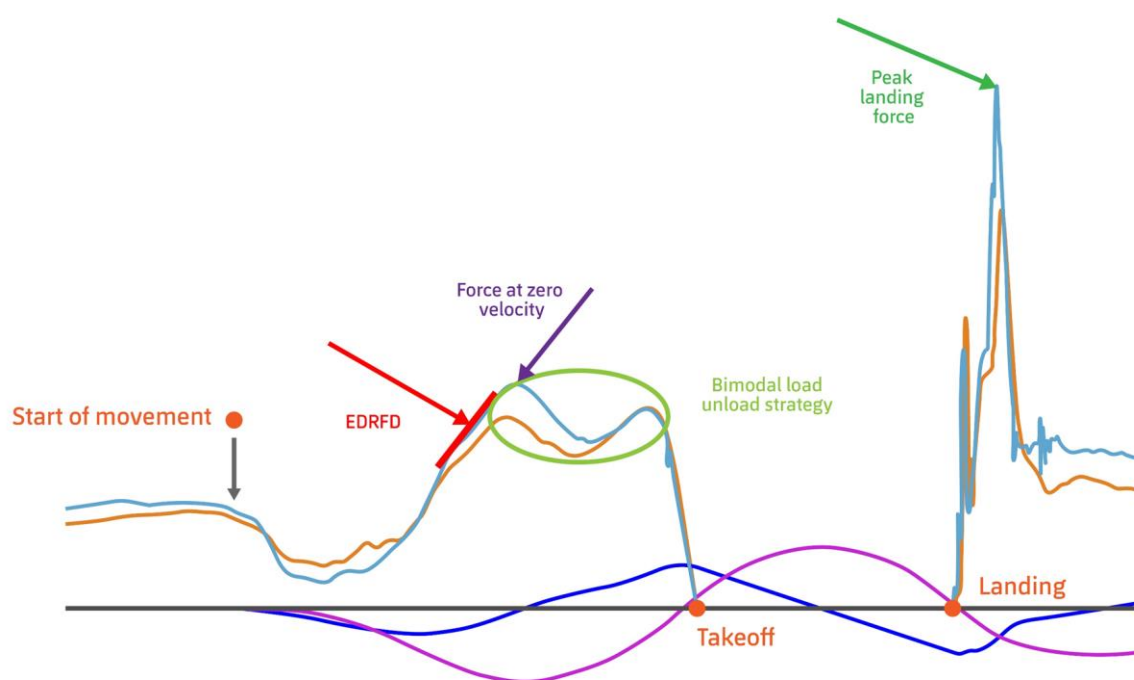
a la cinemática", módulo 2, para una descripción más detallada de estas características de la "onda"). En este caso, esto se debió a la oscilación del tronco del atleta, posiblemente una consecuencia de la inhibición inducida por el dolor durante la flexión de la rodilla combinada con un desplazamiento sobre sus dedos del pie, desplazando también su COM hacia adelante sobre sus rodillas (fase ascendente) en un patrón de movimiento desincrono. Como esta evaluación se realizó en un atleta con PT existente, no se puede determinar si este patrón y las asimetrías cinéticas son una consecuencia o una causa del PT.

Figura 2: Sentadilla isométrica bilateral con cinturón



Source: Elaboración propia.

Figura 3: Ejemplo de una cinética DL-CMJ en un atleta con PT derecha



Fuente: Elaboración propia.

Líneas: Naranja = curva fuerza-tiempo de la extremidad derecha, azul claro = curva fuerza-tiempo de la extremidad izquierda, azul oscuro = curva velocidad-tiempo, rosa = curva desplazamiento-tiempo.

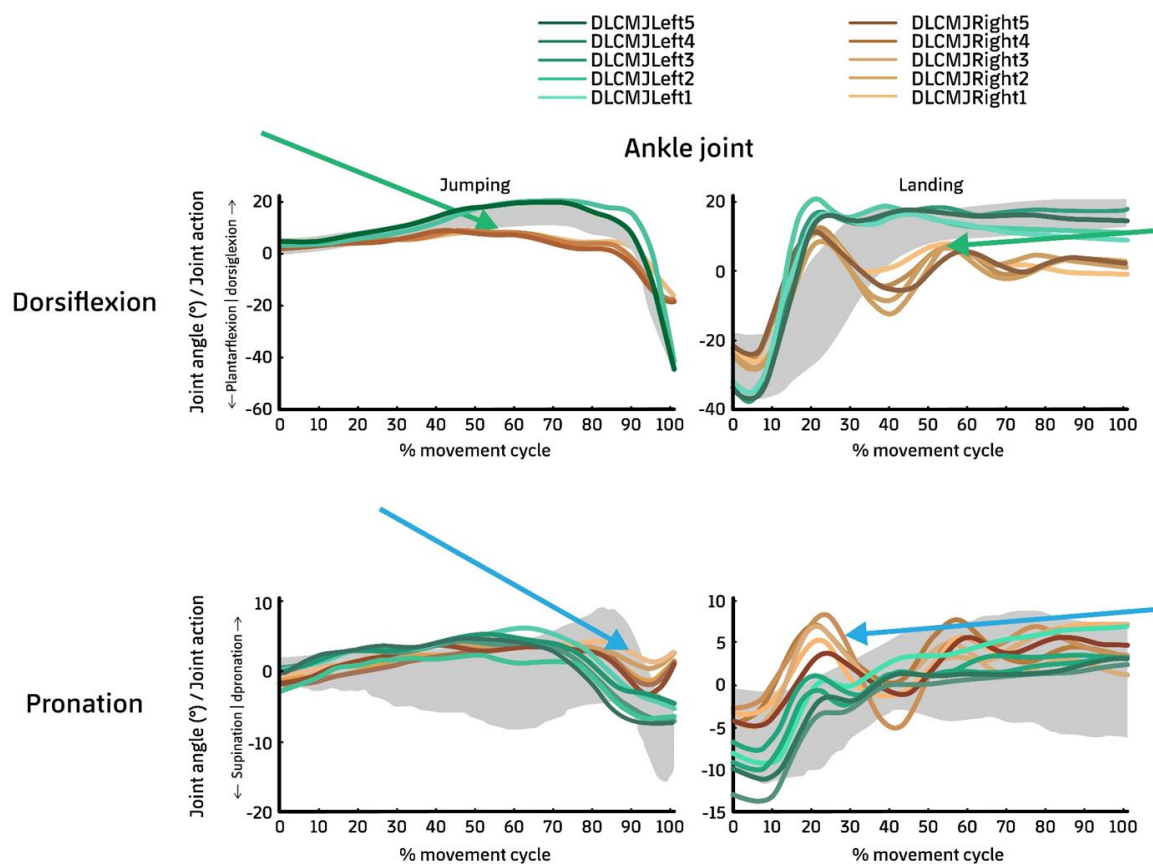
| Original | Traducción |
|------------------------------|--|
| Start of movement | Inicio del movimiento |
| EDRFD | EDRFD |
| Force at zero velocity | Fuerza a velocidad 0 |
| Bimodal load unload strategy | Estrategia bimodal de carga y descarga |
| Takeoff | Despegue |
| Peak landing force | Fuerza máxima de aterrizaje |
| Landing | Aterrizaje |

Desplazamientos de la carga a la extremidad sana resaltados; RFD de desaceleración excéntrica (pendiente roja), fuerza a velocidad 0 (flecha morada), fuerza máxima de aterrizaje (flecha verde). La estrategia bimodal de carga y descarga se resalta con el círculo verde.

Un tema constante en la bibliografía es la necesidad de una evaluación cuantitativa de 1) las fuerzas y 2) los desplazamientos angulares articulares. Sin embargo, esta última es una tarea compleja en los entornos deportivos de élite debido a varios factores. Entre ellos se incluyen la necesidad de equipos costosos, la recolección de datos que requiere mucho tiempo, el

procesamiento complejo y la transformación de los datos en visualizaciones, así como los conocimientos necesarios para interpretar esta información con el fin de realizar intervenciones significativas. No obstante, cuando se emplea la cinemática y se puede aplicar este proceso, el flujo de información significativa puede proporcionar un contexto para las duraciones y las fuerzas y definir mejor los posibles orígenes específicos de los déficits o las asimetrías de las articulaciones. Abordar o corregir estos déficits, o patrones de movimiento deficientes, requiere un conocimiento experto que no está incluido en los estudios que examinan los factores de riesgo o las consecuencias de TA/PT y va más allá de los datos cinéticos y cinemáticos medios para un grupo, requiriendo una comprensión de la estrategia del individuo. Como ejemplo, se ha demostrado claramente que la falta de amplitud de movimiento (ROM) de la articulación del tobillo en tareas de salto y corte aumenta casi tres veces el riesgo de PT (Malliaras et al., 2006; Backman & Danielson, 2011; Crossley et al., 2007). Sin embargo, no se describen las estrategias alternativas empleadas por los atletas para ganar más ROM proximalmente en la articulación de la rodilla moviéndose hacia ángulos de rodilla más valgosos. Las figuras 3 y 4 muestran los ángulos articulares de tobillo y rodilla de un atleta con DF-ROM de tobillo limitado como resultado de una reparación del tendón de Aquiles derecho. Claramente, hay una reducción de la DF-ROM del tobillo derecho durante las fases de despegue (particularmente entre el 50 y el 90%) y aterrizaje de la DL-CMJ y un aumento de los ángulos de pronación compensatoria del pie derecho en el despegue y el aterrizaje (especialmente en las fases concéntrica tardía y de aterrizaje precoz) (flecha azul).

Figura 4: Ángulos articulares del tobillo y la rodilla de un atleta con dorsiflexión limitada del tobillo (ROM)



Fuente: Elaboración propia.

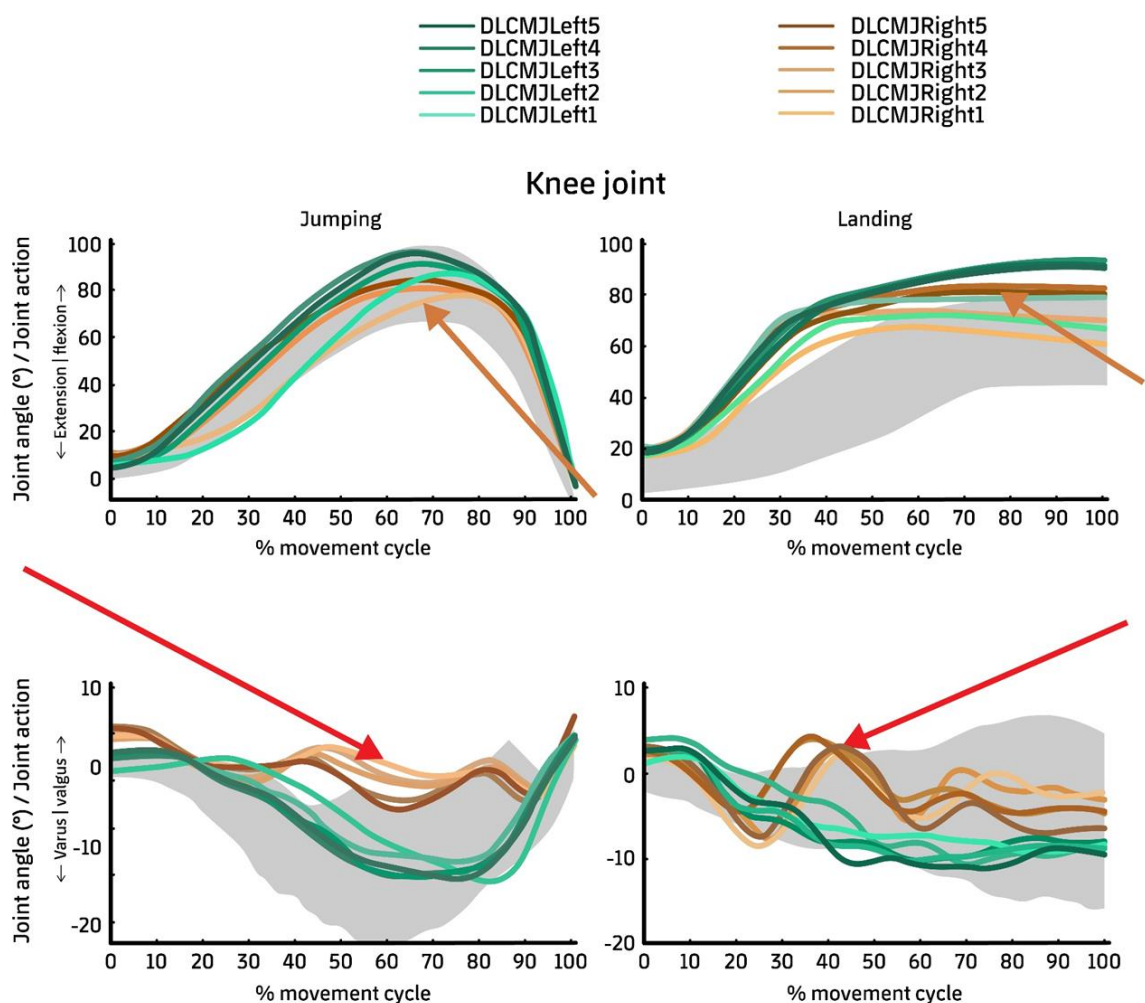
| Original | Traducción |
|--------------------------------|---|
| Dorsiflexion | Dorsiflexión |
| Pronation | Pronación |
| Ankle joint | Articulación del tobillo |
| Joint angle (°) / Joint action | Ángulo de la articulación (°) / Acción de la articulación |
| Plantarflezion dorsiglexion | Plantarflezion dorsiglexion |
| %movement cycle | %ciclo de movimiento |
| Supination dpronation | Supinación dpronación |
| Landing | Aterrizaje |

Las figuras 4 y 5 muestran la fase de despegue normalizada en el tiempo (al 100%) del CMJ para 5 DL-CMJ. Los paneles de la izquierda muestran la fase de salto (excéntrico/descendente

y concéntrico/ascendente) y los paneles de la derecha, el aterrizaje. Las líneas verdes representan las 5 curvas de la extremidad izquierda y las líneas marrones, las 5 curvas de la extremidad derecha. El área sombreada en gris es el valor específico de la posición (dentro del deporte) \pm 1 SD para ese punto del ciclo de movimiento del salto.

Además, la figura 5 pone de relieve las estrategias compensatorias proximales en la rodilla, con ángulos de flexión de rodilla reducidos (flecha naranja) y ángulos de valgo de rodilla considerablemente mayores (flecha roja) en el lado derecho durante las fases de despegue y aterrizaje.

Figura 5: Estrategias compensatorias proximales en la rodilla con ángulos de flexión de rodilla reducidos



Fuente: Elaboración propia

| | |
|----------|------------|
| Original | Traducción |
|----------|------------|

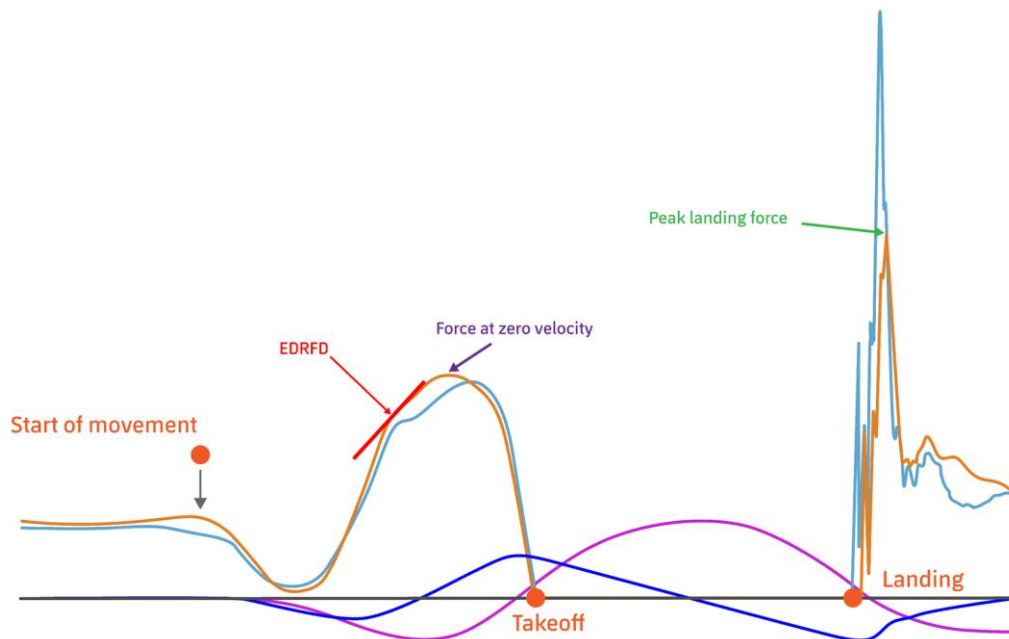


Varus | Valgus
Extension | flexion

Varo | Valgo
Extensión | flexión

La literatura muestra claramente una relación entre la fuerza y el PT (Crossley et al., 2007) tanto prospectivamente; con menor fuerza como factor de riesgo para desarrollar PT, como transversalmente y análisis retrospectivo; aquellos que experimentan PT muestran una fuerza máxima o RFDs reducidos. El profesional debe saber que en las pruebas de salto (que no son medidas directas de la fuerza) esto puede manifestarse en una estrategia de aterrizaje alterada, con una posición de aterrizaje de la rodilla relativamente rígida (Bisseling et al., 2007) o en las fases agudas, una descarga excesiva de la extremidad debido a la inhibición del dolor. La figura 5 muestra la curva fuerza-tiempo CMJ de un atleta con PT izquierdo, que presenta patrones similares en la fase de despegue, pero un perfil de aterrizaje divergente en relación con el atleta de la figura 2. Las asimetrías cinéticas son las siguientes: 14.7% EDRFD y 11.1% fuerza a velocidad 0 hacia la derecha, pero hay una asimetría de fuerza de aterrizaje de 38.2% hacia el lado izquierdo (sintomático). Esto indica una posición de aterrizaje más rígida y extendida de la rodilla que resulta en un pico vGRF más alto. Esto también sugiere que debido a la capacidad comprometida de la extremidad para atenuar las fuerzas a través del tendón rotuliano, la estrategia del atleta es reducir las cargas intratendinosas, dirigiendo las fuerzas directamente a través de la articulación de la rodilla.

Figura 6: Curva fuerza-tiempo DL-CMJ de un atleta con PT izquierda



Fuente: Elaboración propia



| Original | Traducción |
|------------------------------|--|
| Start of movement | Inicio del movimiento |
| EDRFD | EDRFD |
| Force at zero velocity | Fuerza a velocidad 0 |
| Bimodal load unload strategy | Estrategia bimodal de carga y descarga |
| Takeoff | Despegue |
| Peak landing force | Fuerza máxima de aterrizaje |
| Landing | Aterrizaje |

Variables cinéticas del CMJ bilateral y salud tendinosa

Un resumen reciente basado en un análisis de un CMJ de inicio de temporada en jugadores de voleibol de élite (del Aguila et al., 2021) y dolor de rodilla durante la temporada mostró que los valores más altos en las variables de velocidad limitada de desaceleración excéntrica RFD, velocidad de desarrollo de potencia e indicadores de rigidez (en la fase excéntrica/fase descendente) y duraciones de fase más bajas, se asociaron con una menor incidencia de dolor anterior de rodilla durante la temporada competitiva de voleibol (tabla 1). Por el contrario, las métricas de rendimiento general, como la altura del salto, el pico de potencia concéntrica y el impulso concéntrico y excéntrico (desaceleración) general, no se asociaron. Por lo tanto, las tasas más altas de aplicación de fuerza/potencia y las duraciones más cortas tanto en las fases excéntricas como concéntricas del CMJ y considerados indicadores de la función del SSC mostraron estar asociados con un menor riesgo. Aunque este análisis no es un estudio prospectivo del riesgo de PT, dado que el 45% del dolor anterior de rodilla se debe a la PT, no deja de ser relevante.

Tabla 1: Variables bilaterales DL-CMJ seleccionadas en jugadores profesionales de voleibol con y sin dolor anterior de rodilla durante la temporada.

| Variable | AKP | NP | <i>p</i> | ES |
|--------------------------------------|---------------|---------------|----------|------|
| Altura de salto (cm) | 44.2 ± 5.85 | 46.25 ± 5.94 | 0.164 | 0.34 |
| FT:CT | 0.738 ± 0.078 | 0.840 ± 0.091 | <0.001 | 1.20 |
| Fase excéntrica (descendente) | | | | |

| | | | | |
|--------------------------------------|-----------------------|-----------------------|------------------|--------------|
| Duración del rendimiento o Ecc (s) | 0.144 ± 0.027 | 0.127 ± 0.022 | 0.005 | -0.69 |
| Duración de la deceleración Ecc (s) | 0.182 ± 0.019 | 0.148 ± 0.019 | <0.001 | -1.79 |
| Profundidad CM (cm) | 42.23 ± 7.47 | 38.30 ± 8.25 | 0.043 | -0.50 |
| Desaceleración Ecc RFD/BW | 84.27 ± 19.64 | 124.59 ± 25.71 | <0.001 | 1.76 |
| Impulso de desaceleración Ecc | 138.69 ± 18.54 | 133.49 ± 19.99 | 0.271 | -0.27 |
| Fuerza a velocidad 0/BW | 24.56 ± 2.37 | 27.46 ± 2.40 | <0.001 | 1.22 |
| Rigidez de desaceleración | -74.22 ± 17.41 | -102.66 ± 29.94 | <0.001 | 1.16 |
| Fase concéntrica (ascendente) | | | | |
| Duración Con (s) | 0.303 ± 0.030 | 0.268 ± 0.032 | <0.001 | -1.13 |
| Con PF/BW | 25.25 ± 2.15 | 27.95 ± 2.31 | <0.001 | 1.21 |
| Pico de Potencia Con/BW | 56.55 ± 5.55 | 59.07 ± 7.17 | 0.110 | 0.39 |
| RPD Con 100/BW | 118.17 ± 40.61 | 185.92 ± 69.88 | <0.001 | 1.18 |
| Impulso Con | 259.84 ± 24.62 | 248.12 ± 27.60 | 0.069 | -0.45 |

| | | | | |
|---|-------------------|-------------------|-------|-------|
| Impulso Con 100 | 115.24 ± 15.23 | 128.99 ± 17.64 | 0.001 | 0.83 |
| Fase de aterrizaje | | | | |
| Aterrizaje PF/BW | 54.69 ± 16.31 | 62.63 ± 12.46 | 0.027 | 0.55 |
| CM profundida d en PF (aterrizaje) | 16.03 ± 3.53 | 14.13 ± 3.67 | 0.033 | -0.53 |

Fuente: Elaboración propia a partir de Del Aguilla et al., 2021

La letra negrita indica que la diferencia entre grupos es significativa a $p < 0,001$. AKP=dolor anterior de rodilla, NP=sin dolor. PF=fuerza máxima, Decel=desaceleración, RFD=velocidad de desarrollo de la fuerza, BW=peso corporal (ajustado), RPD=velocidad de desarrollo de la potencia, CM=contramovimiento Datos basados en la evaluación del CMJ al inicio de la temporada (5 pruebas) y el dolor de rodilla autoinformado durante la temporada posterior.

Resumen

Las pruebas demuestran que hay una gran variedad de factores de riesgo de TA, y muchos están específicamente relacionados con la cinética y la cinemática. Al revisar la cinemática detallada de los atletas que corren calzados, la zapatilla oculta una gran cantidad de datos cinemáticos vitales, pero es difícil estandarizar la técnica de carrera cuando se corre descalzo. Las posturas del pie se alteran cuando se está descalzo y, por lo tanto, la captura de la cinemática de las extremidades inferiores en corredores calzados está plagada de imprecisiones, y pueden aplicarse los supuestos inherentes al modelo biomecánico de calzado.

Los requisitos de fuerza de la musculatura de las extremidades inferiores en tareas de carrera y salto son mayores de lo que se reconocía anteriormente. Al evaluar las variables cinéticas y cinemáticas clave, el profesional puede proporcionar información para mejorar la rehabilitación. El ROM de la DF del tobillo parece ser una variable artrocinemática clave en el TA y se evalúa fácilmente con una prueba de rodilla contra la pared. Sin embargo, las intervenciones dirigidas a paliar los déficits de DF han tenido un éxito limitado en la prevención del TA. El fortalecimiento de la extremidad inferior se ha identificado como la modalidad más efectiva para el retorno al deporte de aquellos que sufren TA, con programas que incluyen resistencia lenta pesada que parecen ser los más efectivos (Beyer et al., 2015; Zellers et al., 2019; Silbernagel et al., 2020) en el manejo de TA que pueden no depender



simplemente de un enfoque de monitoreo del dolor. Comprender los requisitos mínimos de fuerza para volver a practicar deporte es una consideración importante dadas las grandes fuerzas a las que se somete el tendón de Aquiles al correr, cortar, saltar o desacelerar. Las plataformas de fuerza también permiten determinar la capacidad de fuerza en una posición estandarizada de elevación de la pantorrilla sentado (Figuras 6 y 7) y compararla con puntos de referencia sanos o, si no se dispone de ellos, con la extremidad contralateral. Debe tenerse en cuenta que el uso de una gran almohadilla de espuma pesada puede socavar la medición precisa y la fiabilidad de la capacidad del atleta para generar fuerzas rápidas utilizando RFD tempranos / y "fuerzas en (100ms y 200ms)" debido a la compresión de la espuma, pero puede no afectar a la evaluación de la fuerza máxima. Por lo tanto, si la intención es capturar métricas de RFD/fuerzas que incluyan el inicio de la contracción (es decir, de 0 a 50/100/200ms) se recomienda un bloque firme.

El autor sugiere un pico de fuerza vertical neta mínima de 1,5 x peso corporal antes de que el atleta comience un ritmo de carga más rápido, y al menos dos veces el peso corporal antes de volver a la competición. El CMJ con los brazos constreñidos, limitando la contribución de la parte superior del cuerpo es una prueba dinámica con una clara asociación con la generación de fuerza de los flexores plantares, en particular el sóleo (Kipp & Kim, 2020). En el CMJ, las duraciones de fase (en particular, la desaceleración excéntrica y concéntrica) y las variables cinéticas como el impulso concéntrico-100 y la RFD de desaceleración excéntrica son algunas métricas clave que el profesional debe revisar como marcadores de la capacidad de los atletas para producir y atenuar la fuerza rápidamente, y de la función del CSE - con FT:CT como un indicador de alto nivel, aunque menos sensible que las duraciones de fase de los componentes y las métricas cinéticas de tiempo limitado. Puede que estas métricas no sean específicas de TA o PT, pero son cualidades y subfases del rendimiento neuromuscular identificadas como las más afectadas por las lesiones de las extremidades inferiores per se (es decir, módulo 2 de este curso), la fatiga y el desacondicionamiento (Curso "Caja de herramientas para la evaluación del rendimiento, las lesiones y la rehabilitación", Módulo 4), donde tienden a mostrar una mayor sensibilidad/recuperación retardada en relación con la altura del salto, el pico de potencia concéntrica y los impulsos.

Durante las evaluaciones bilaterales, como la DL-CMJ y la DL-DJ, la evaluación de la asimetría de las extremidades es fundamental para comprender la carga preferente del atleta. Estos datos proveen información para la prescripción de rehabilitación y apoyan el objetivo de rehabilitar y devolver al atleta lesionado al deporte con un mayor nivel de rendimiento neuromuscular que antes de la lesión. Además, como se ha descrito en el caso del LCA, las asimetrías derivadas de los saltos con una sola pierna pueden complementarlo como una medida global más pura de la capacidad de fuerza (Cohen et al. 2020).



Figura 7: Evaluación de la fuerza isométrica con plataforma de fuerza en posición de pantorrilla sentada



Figura 7 A: Vista lateral

Figura 7 B: Vista frontal

Fuente: Elaboración propia

4.2 Cinética y cinemática en lesiones de isquiotibiales e inguinales

Luke Hart

Los datos cinemáticos pueden utilizarse para proporcionar información objetiva sobre el movimiento de las articulaciones, independientemente de las fuerzas que causen ese movimiento (Winter, 2009). Estos datos pueden incluir desplazamientos lineales, angulares y velocidades. La cinemática puede medirse con simples goniómetros, análisis de vídeo o sistemas de captura de movimiento bidimensionales y tridimensionales (2D y 3D), considerándose estos últimos el estándar de oro en el análisis del movimiento. Para más información sobre las distintas técnicas de análisis del movimiento, consulte el módulo 1 de este curso: Fundamentos de la biomecánica.

Desde una perspectiva general de las lesiones, una cinemática articular alterada puede tener consecuencias directas sobre la forma en que se aplican las fuerzas al cuerpo (Nigg, 1985) y, por tanto, contribuir a la aparición de una lesión. En medicina deportiva, la cinemática articular se puede utilizar de varias maneras: (1) para identificar posibles factores de riesgo de lesión (Hewett et al., 2005; Paterno et al., 2007), (2) para determinar el nivel de limitación funcional debido a una patología (Carriero et al. 2009 - Gait & Posture), y (3) para evaluar el nivel de recuperación física posterior a la rehabilitación (King et al., 2019, King et al., 2020).

En la siguiente sección se examinarán los factores biomecánicos asociados a una lesión de isquiotibiales y a un dolor inguinal atlético, dos de las lesiones más problemáticas y recurrentes en el fútbol profesional masculino.

Información general: Lesiones de isquiotibiales

Las lesiones por distensión de isquiotibiales (HSI) son muy frecuentes en muchos deportes que implican carreras de alta velocidad y sprints (Brooks et al., 2006; Elliott et al., 2011; Ekstrand et al., 2011a; Orchard et al., 2013). En el fútbol profesional, la HSI es la lesión muscular sin contacto más común, representando el 12% de todas las lesiones (Ekstrand et al., 2011b). En una plantilla de 25 jugadores, esto representa aproximadamente 5-6 lesiones de isquiotibiales y >80 días de actividades perdidas (entrenamientos o partidos) debido a HSI cada temporada (Ekstrand et al., 2011b). La tasa de HSI sigue siendo alta y sin cambios en el fútbol profesional masculino en más de una década (Ekstrand et al., 2013). Se ha informado que la recurrencia de una lesión de isquiotibiales oscila entre el 12% y el 41%, y la segunda lesión suele ser más grave que la lesión índice (Buckthorpe et al., 2018). El entrenamiento de fuerza suele ser el enfoque principal para la prevención de lesiones de HSI y los programas de rehabilitación (Arnason et al., 2008; Petersen et al., 2011; Askling et al., 2013). Sin embargo,

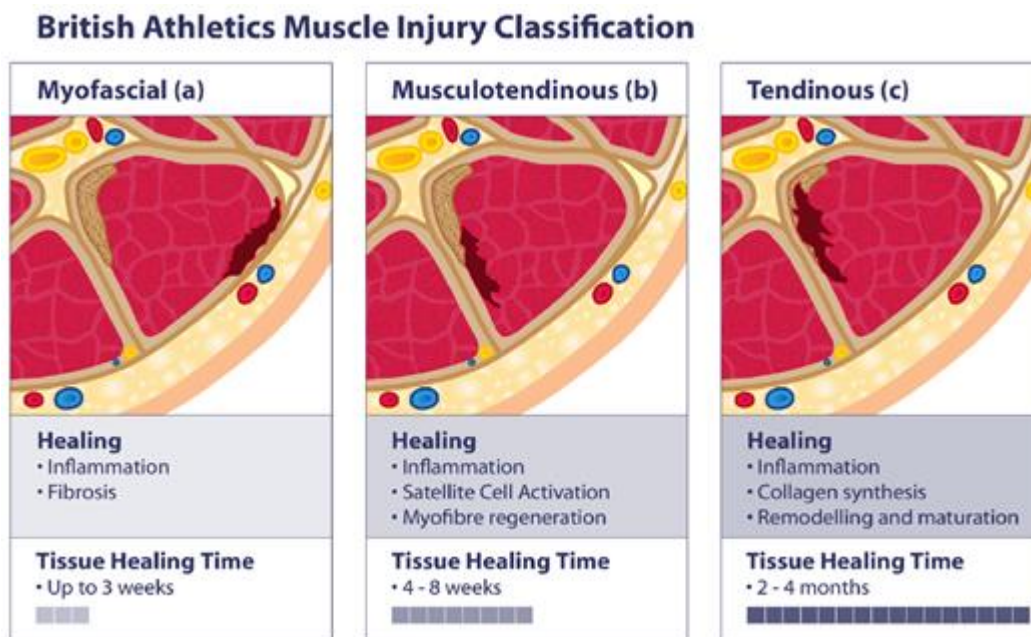


dadas las altas tasas de lesiones y reincidencia de lesiones antes mencionadas, esto sugiere que otros factores relacionados con el movimiento, aparte de la fuerza muscular por sí misma, son cruciales en el tratamiento de las lesiones de isquiotibiales. La carrera a alta velocidad requiere un control cinemático multiplanar y multisegmentario altamente coordinado, y una cinemática alterada se ha asociado a un mayor riesgo de lesión en los isquiotibiales (Schache et al., 2000; Lee et al., 2009; Daly et al., 2016). La cinemática asociada a la HSI se explora más adelante en esta sección.

Clasificación y mecanismo de las lesiones de isquiotibiales

Las lesiones por distensión de isquiotibiales pueden diferir tanto en la localización como en la extensión de la lesión. La British Athletics Muscle Injury Classification (BAMIC) proporciona un sistema de clasificación de IRM fiable que permite clasificar las lesiones de isquiotibiales en función tanto de la localización como de la extensión de la lesión (Patel et al., 2015). Al evaluar un HIS utilizando la BAMIC, la localización de una lesión se clasifica como: (a) miofascial, (b) unión músculo-tendinosa, o (c) lesión intratendinosa. Mientras que la extensión de la lesión se clasifica en: (1) pequeña, (2) moderada, (3) extensa y (4) desgarro de espesor total (véase la figura siguiente) (Pollock et al., 2014; Patel et al., 2015). Las lesiones que afectan a las estructuras tendinosas tienden a tener tiempos de vuelta al juego/entrenamiento más largos (Pollock et al., 2021). Pollock et al. (2021) descubrieron que al determinar los tiempos de vuelta al juego en función de la clasificación de la afectación tendinosa, solo el área transversal y no la longitud longitudinal de la afectación tendinosa se relacionaba significativamente con tiempos de RTP más largos. Se sugirió que esto podría deberse a la pérdida de tensión del tendón o de la unidad miotendinosa (Pollock et al., 2021).

Figura 9: Clasificación de las lesiones musculares de la Asociación Británica de Atletismo



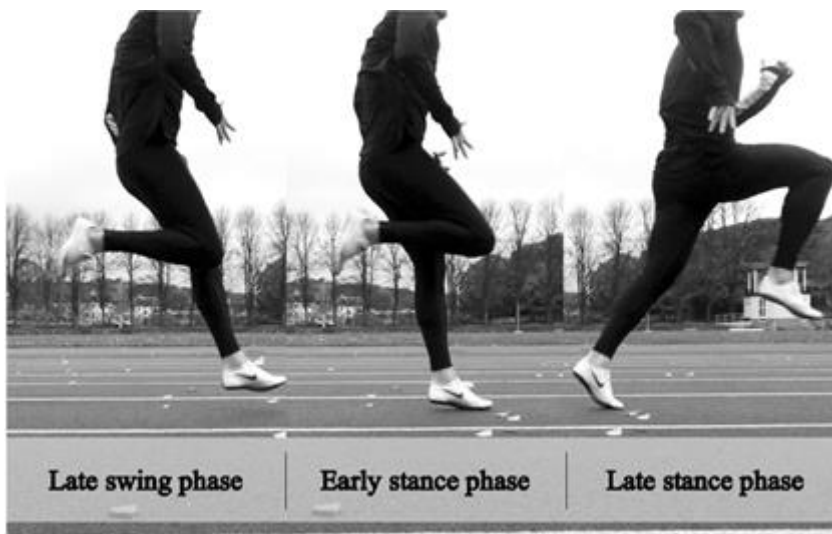
De Hamstring rehabilitation in elite track and field athletes: applying the British Athletics Muscle Injury Classification in clinical practice, por B. Macdonald et al., 2019, British journal of sports medicine, 53(23), 1464-1473. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098971>

| Original | Traducción |
|----------------------------|--|
| Myofascial (a) | Miofascial (a) |
| Musculotendinous (b) | Musculotendinoso (b) |
| Tendinous (c) | Tendinoso (c) |
| Healing | Curación |
| Inflammation | Inflamación |
| Fibrosis | Fibrosis |
| Tissue Healing Time | Tiempo de cicatrización de los tejidos |
| Up to 3 weeks | Hasta 3 semanas |
| Satellite Cell Activation | Activación de células satélite |
| Myofibre regeneration | Regeneración de miofibras |
| 4 - 8 weeks | 4-8 semanas |
| Collagen synthesis | Síntesis de colágeno |
| Remodelling and maturation | Remodelación y maduración |
| 2-4 months | 2-4 meses |

Askling et al. (2012) propusieron dos tipos de mecanismos de lesión que pueden provocar distensiones en los isquiotibiales: (1) el tipo de carrera a alta velocidad y (2) el tipo de estiramiento. El mecanismo de lesión más común es el tipo de carrera a alta velocidad (Gabbe et al., 2005). Durante la carrera a alta velocidad, hay varias fases en el ciclo de la marcha en las que se cree que los isquiotibiales son más susceptibles de lesionarse debido a la tensión excesiva de la musculatura isquiotibial. En primer lugar, la lesión puede producirse durante la

última fase de balanceo de la marcha, cuando los músculos isquiotibiales se alargan activamente y sufren una contracción excéntrica (Lieber y Friden, 1993; Yu et al., 2008). Este mecanismo de lesión suele afectar a la unión miotendinosa proximal de la cabeza larga del músculo bíceps femoral (Askling et al., 2007), que está sometida al mayor pico de tensión durante el sprint en comparación con el resto de la musculatura isquiotibial (Schache et al., 2012). En segundo lugar, pueden producirse lesiones en el contacto inicial de la fase de apoyo debido a las grandes fuerzas que experimenta la musculatura isquiotibial en relación con la velocidad y la magnitud de la carga (Mann y Sprague, 1980). Durante el sprint de máxima velocidad, tanto el semimembranoso como el bíceps femoral desempeñan un papel importante en la absorción de la fuerza durante la fase de apoyo temprano y, por lo tanto, pueden ser más susceptibles a las lesiones durante esta fase (Diamond et al., 2016; Higashihara et al., 2018). Durante los sprints de aceleración, el bíceps femoral se activa más durante el apoyo temprano en comparación con el semitendinoso y es probable que esté sujeto a un mayor riesgo de lesión durante los movimientos de aceleración (Higashihara et al., 2018). Se ha demostrado que el músculo bíceps femoral se activa en gran medida durante los movimientos de extensión de la cadera en comparación con otros músculos isquiotibiales (Ono et al., 2011), lo que podría explicar el alto patrón de activación del músculo bíceps femoral durante las aceleraciones, en donde se requieren grandes movimientos de extensión de la cadera para ayudar a producir fuerzas horizontales contra el suelo para impulsar el cuerpo hacia adelante (Higashihara et al., 2018). Por último, y menos comúnmente considerada, está la fase de apoyo tardío del ciclo de carrera (Yu et al., 2008). Durante esta fase, se ha descubierto que los músculos isquiotibiales sufren una contracción excéntrica similar a la experimentada durante la fase de balanceo tardío del ciclo de marcha. Además, durante la fase de apoyo tardío, la longitud músculo-tendinosa a la velocidad máxima de elongación de todos los músculos isquiotibiales fue significativamente mayor que durante la fase de balanceo tardío, y se encontró la mayor longitud músculo-tendinosa en el músculo semimembranoso (Yu et al., 2008). Durante la fase de apoyo tardío de la carrera, la rodilla está en una posición relativamente extendida que requiere una gran torsión de flexión de la rodilla, que aumenta las demandas sobre el músculo semitendinoso debido a la mayor producción de momento excéntrico de flexión de la rodilla (Higashihara et al., 2018). Comprender el mecanismo de lesión de HIS durante el ciclo de carrera puede dar una visión importante para la rehabilitación posterior a la lesión de los isquiotibiales en cuanto a qué grupos musculares y funciones neuromusculares deben tratarse (MacDonald et al., 2019). Por ejemplo, si el músculo isquiotibial bíceps femoral está lesionado, la rehabilitación debe incluir movimientos y ejercicios de extensión de cadera, y si el músculo semimembranoso o semitendinoso está lesionado, la rehabilitación debe incorporar ejercicios y patrones de movimiento de flexión de rodilla.

Figura 10: Ciclo de la marcha en carrera



De The mechanism of hamstring injuries - a systematic review, por A. Danielsson et al., 2020, BMC musculoskeletal disorders, 21(1), 641. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03658-8>

| Original | Traducción |
|--------------------|---------------------------|
| Late swing phase | Fase de oscilación tardía |
| Early stance Phase | Fase inicial |
| Late stance phase | Fase de apoyo tardía |

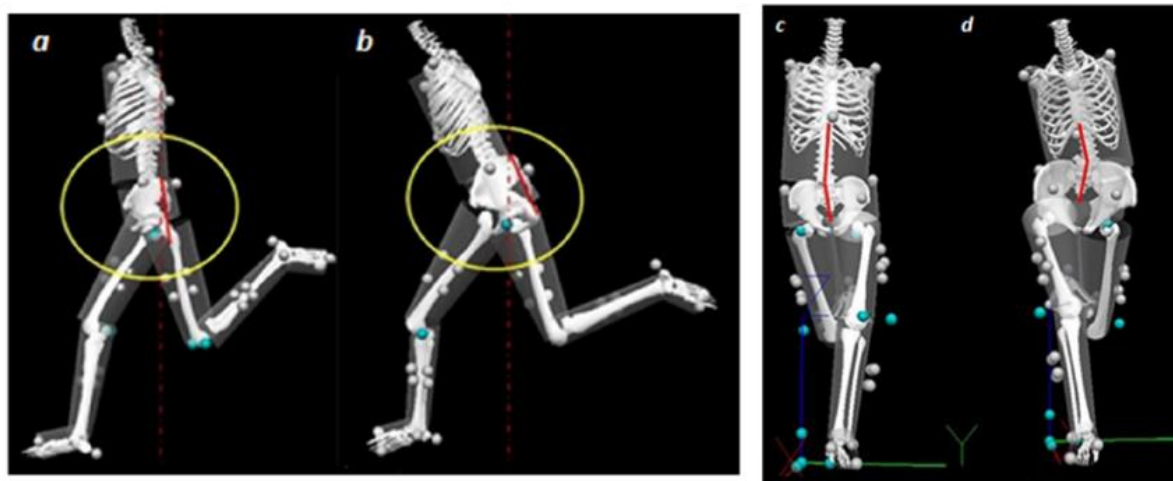
Se ha demostrado que las distensiones de isquiotibiales le cuestan a los clubes de fútbol europeos más de 500.000 euros al mes.

La cinemática en la lesión de isquiotibiales

Se ha informado prospectivamente de una cinemática alterada del tronco y la pelvis durante la carrera máxima sobre el suelo en atletas que sufrieron una lesión de isquiotibiales (Schuermans et al., 2017). Schuermans et al. (2017) descubrieron que los atletas que habían sufrido una lesión en los isquiotibiales mostraban una inclinación pélvica anterior sustancialmente mayor durante todo el ciclo de zancada, con una diferencia significativa durante la fase de apoyo ($p=0,045$) en comparación con los atletas que no habían sufrido una lesión en los isquiotibiales (ver Figura a continuación). Se ha teorizado que una mayor inclinación anterior de la pelvis aumenta la tensión ejercida sobre los músculos isquiotibiales debido al mayor alargamiento de la tuberosidad isquiática que se desplaza hacia arriba (Mendiguchia et al., 2021). Además, este estudio prospectivo también descubrió que los

atletas que sufrían una lesión en los isquiotibiales demostraban una flexión lateral del tronco significativamente mayor durante toda la fase de balanceo frontal en comparación con los grupos de control sanos ($p=0,028$) (ver Figura a continuación). En conjunto, estos hallazgos representan un control deficiente de la unidad tóraco-lumbar-pélvica (estabilidad central) evidente en la cinemática de la marcha en los atletas lesionados, lo que les hace más susceptibles de sufrir una lesión de isquiotibiales. En consonancia con estos hallazgos, investigaciones anteriores han encontrado un aumento de los patrones de activación de los músculos isquiotibiales con posturas alteradas del tronco y la pelvis estando parados con una sola pierna en individuos sanos (Prior et al., 2014). Esto respalda aún más la necesidad de evaluar y corregir la cinemática/las técnicas de carrera como parte de los programas de prevención de lesiones de isquiotibiales (Prior et al., 2014; Schuermans et al., 2017; Mendiguchia et al., 2021).

Figura 10: Ángulo de la pelvis en el plano sagital en la fase de balanceo frontal tardío y ángulo del tórax de la pelvis en el plano coronal en la fase de balanceo tardío.



Fuente: (a) grupo de control, (b) grupo con lesión de isquiotibiales: Ángulo de la pelvis en el plano sagital en la fase final del balanceo frontal. (c) grupo de control, (d) grupo con lesión de isquiotibiales: Ángulo pelvis-tórax en plano coronal en la fase final del balanceo. (Schuermans et al., 2017).

También se ha observado que la cinemática de carrera difiere cuando se comparan atletas con una lesión previa de isquiotibiales y aquellos con grupos de control sin lesiones. Daly et al. (2016) examinaron una cohorte de jugadores de fútbol gaélico (9 con lesiones previas de isquiotibiales y 9 controles) e informaron asimetrías de movimiento cinemático significativas en el grupo con lesiones previas en comparación con los grupos de control sin lesiones (Daly et al., 2016). En concreto, en el plano sagital se registró una mayor asimetría en la inclinación pélvica anterior (4° , $p=0,020$) y la flexión de cadera (8° , $p=0,010$) en el grupo previamente lesionado durante un balanceo tardío. Además, el grupo previamente lesionado también mostró una asimetría significativamente mayor en el plano transversal, con una mayor asimetría en la rotación medial de la rodilla (6° , $p=0,030$) durante el balanceo terminal y el

apoyo temprano. Estos autores sugirieron que las asimetrías cinemáticas combinadas de una mayor inclinación anterior de la pelvis, una mayor flexión de la cadera y una mayor rotación medial de la rodilla en el grupo previamente lesionado pueden aumentar la tensión en la cabeza larga del bíceps femoral (en comparación con los músculos isquiotibiales mediales) aumentando potencialmente el riesgo de lesión por distensión de los isquiotibiales. Esto se sustenta en que la cabeza larga del bíceps femoral es el músculo más comúnmente lesionado del grupo isquiotibial (Thelen et al., 2005; Askling et al., 2007). Estas asimetrías cinemáticas persistentes observadas en atletas con una lesión previa de isquiotibiales respaldan aún más la necesidad de abordar los patrones cinemáticos de la carrera como parte de un programa de rehabilitación integral. Esto puede ayudar a reducir el riesgo de distensión recurrente de los isquiotibiales, que es elevado en los atletas que sufren una lesión de isquiotibiales.

Cinética en la lesión de isquiotibiales:

Dinamometría isocinética

La dinamometría isocinética (IKD) es una de las áreas más investigadas en la utilización de la cinética para la rehabilitación de los isquiotibiales. La IKD ha sido ampliamente estudiada como herramienta de predicción de lesiones de isquiotibiales, pero también como método de prevención de la recurrencia de estas lesiones. Es importante tener en cuenta que las pruebas de dinamometría isocinética se utilizan con frecuencia pero a menudo no se han estandarizado, por lo que existe un gran conflicto en la literatura sobre su utilidad en el proceso de rehabilitación y detección.

Bennell et al. (1998) investigaron el uso de IKD en reglas australianas para jugadores de fútbol y encontraron que, de los 9 jugadores que se lesionaron, las pruebas de IKD a 60°/s y 180°/s no mostraron relación o diferencias significativas con los que no se lesionaron. Sin embargo, la muestra era pequeña y no incluía muchas de las métricas investigadas posteriormente.

Dado que las lesiones de isquiotibiales tienden a producirse en la fase posterior de la carrera y durante las acciones excéntricas, muchos de los estudios más recientes han investigado el papel de la fuerza excéntrica de los isquiotibiales en el IKD. Croisier et al. (2000) demostraron que el IKD que incluía acciones musculares excéntricas detectaba el 70% de las distensiones isquiotibiales con una reducción media del 20% de la fuerza normalizada, y sugirieron que las distensiones isquiotibiales recurrentes pueden achacarse a una rehabilitación inadecuada, a la falta de fuerza excéntrica y a la asimetría. Además, descubrieron que el ángulo del par máximo difería significativamente del del lado no operado, lo que sugería que los isquiotibiales eran más débiles en una posición más alargada. Esto sugeriría que la prueba isocinética de isquiotibiales es una buena métrica para la prueba de RTP.

Los criterios de RTP de isquiotibiales son muy variados, y muchos médicos utilizan como único criterio la ausencia de dolor o la carrera sin dolor. Sin embargo, los metaanálisis de los



criterios de RTP y las tasas de reincidencia han demostrado que la utilización de la evaluación IKD en lugar de la evaluación clínica por sí sola reduce las tasas de reincidencia. Todos los estudios en los que se utilizó el IKD se situaron por debajo del <15% de nuevas lesiones, mientras que la evaluación clínica por sí sola osciló entre el 9,1% y el 63,3%. Esto demuestra la utilidad de tener estudios objetivos que eliminen el error humano y el sesgo del atleta del paradigma de la rehabilitación (Hickey et al., 2017,).

La naturaleza contradictoria de los estudios previos presentados podría sugerir que es una herramienta muy beneficiosa para la RTP y para minimizar el riesgo de lesiones recurrentes, pero que es limitada en su uso para predecir quiénes se podrían lesionar. Sin embargo, estudios recientes que se han realizado en cohortes más grandes de jugadores profesionales de fútbol han demostrado que ciertas métricas dentro de las pruebas isocinéticas, de hecho, se correlacionan con un mayor riesgo de lesión. Croisier et al.(2008) demostraron posteriormente que, en una muestra de 687 jugadores de fútbol profesional, el factor de riesgo más alto para una futura lesión de isquiotibiales fue un mayor desequilibrio muscular. Además, el uso de relaciones mixtas, es decir, la utilización de múltiples velocidades y acciones musculares, tuvo la mayor sensibilidad de todas las pruebas para predecir lesiones de isquiotibiales. Descubrieron que el uso de una relación mixta isquiotibiales:cuádriceps (H:Q) de excéntrico 30 deg/s-240 deg/s concéntrico tenía la sensibilidad más alta y que las pruebas de músculos específicamente excéntricos eran las más importantes. Es importante señalar que ningún jugador con una relación H:Q superior a 1,4 sufrió una lesión de isquiotibiales. El uso de ratios mixtos fue introducido por primera vez por Agaard et al. (1998); sin embargo, posteriormente se ha utilizado especialmente en lesiones de isquiotibiales por ser la mejor prueba para predecir futuras lesiones de isquiotibiales (Croisier et al., 2008; Daly et al., 2016; Van Dyk et al., 2016; Lee et al., 2017).

Otros parámetros de IKD que han puesto de manifiesto un mayor riesgo son la relación H:Q a 60° y la flexión concéntrica y excéntrica de la rodilla a 60°/s. La amplia variación en las diferentes métricas ha demostrado que es importante no tratar de basarse en una sola prueba o métrica cuando se analiza el riesgo de lesión de isquiotibiales o el estado de rehabilitación, sino que es vital realizar un diagnóstico y una evaluación completos para determinar si el isquiotibial tiene un rendimiento óptimo o ha recuperado su función completa. Esto es especialmente importante, ya que las lesiones de isquiotibiales son de naturaleza multifactorial y se producen por diferentes mecanismos y causas.

Cabe señalar que la prueba isocinética es solo un método para evaluar el riesgo de los isquiotibiales y debe combinarse absolutamente con la evaluación cinemática de la que también se hablará en este capítulo. Los profesionales de la rehabilitación deben conocer la situación actual del atleta. La evaluación isocinética es un componente vital para la rehabilitación de los isquiotibiales y el regreso al juego y es un excelente método para evaluar la capacidad de los isquiotibiales para producir y resistir la fuerza. Sin embargo, debe combinarse con una evaluación cinemática rigurosa.



Perfiles de fuerza isométrica

Aunque la evaluación IKD es muy útil, existen limitaciones y, como se ha comentado anteriormente, no hay consenso acerca de su uso para predecir el riesgo de distensión de isquiotibiales (Toonstra y Mattacola, 2013). Los principales problemas con la utilización de IKD son que es un examen muy intenso, por lo general utilizando múltiples velocidades, pruebas y acciones musculares incluyendo tanto excéntricas como concéntricas, causando potencialmente altas cantidades de daño muscular. Por lo tanto, esta prueba, aunque se puede realizar antes de la temporada, es poco probable que sea una opción adecuada durante la temporada, especialmente para medir la fatiga agravada por los programas de juego o los ciclos de entrenamiento duro.

En segundo lugar, las pruebas de IKD requieren un equipo muy especializado que sólo se encuentra en universidades o clínicas médicas debido a su costo, lo que la hace inaccesible para la mayoría de los jugadores profesionales. Por último, la IKD requiere mucho tiempo, normalmente más de 30 minutos por prueba, lo que hace que el control rutinario de todo un equipo de atletas sea poco realista para el personal de rendimiento.

Por lo tanto, es importante disponer de otros métodos de medición de la fatiga, la asimetría y la producción de fuerza de los músculos isquiotibiales que no causen grandes daños musculares, tengan una barrera de entrada más baja y sean eficaces en términos de tiempo para grupos y equipos de atletas.

Anteriormente se han utilizado dinamómetros de mano, pero aún así, no tienen la fiabilidad en comparación con las pruebas de IKD y aunque no toman tanto tiempo como IKD para llevar a cabo todavía tienen un costo de tiempo significativo (Toonstra & Mattacola, 2013). El esfigmomanómetro adaptado también se ha estudiado para observar la fuerza isométrica de los isquiotibiales; sin embargo, tenía poca fiabilidad, especialmente al evaluar la asimetría interlimbar entre los lados (Mondin et al., 2018).

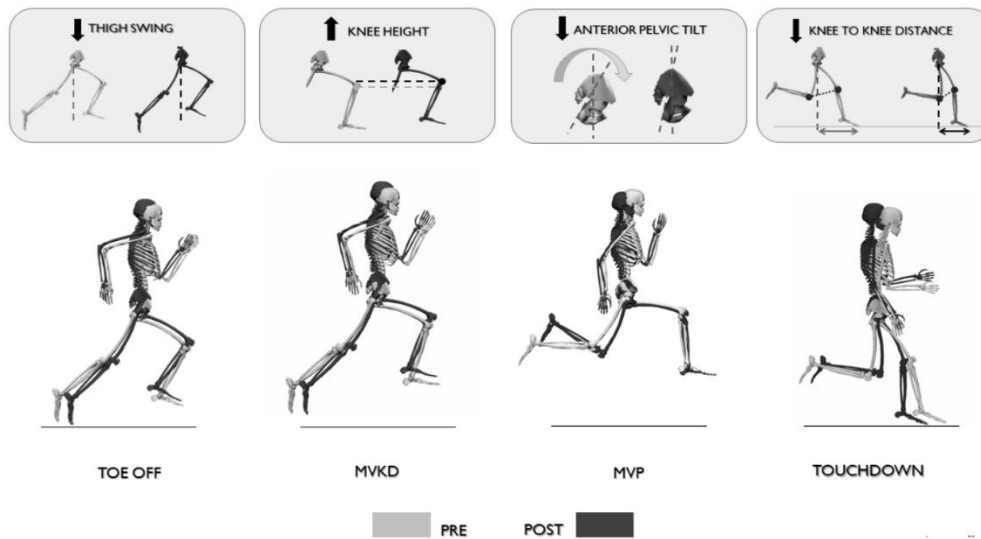
Rehabilitación de una lesión de isquiotibiales

Hay muchos componentes que deben formar parte de programas integrales de prevención y rehabilitación de lesiones de isquiotibiales (Mendiguchia y Brughelli, 2011; MacDonald et al., 2019). Estos incluyen la fuerza de los isquiotibiales, la flexibilidad muscular de la cadera, el rango de movimiento de la cadera y la estabilidad del núcleo, sin embargo, dada la asociación entre la lesión de isquiotibiales y la cinemática de carrera alterada, la mejora de la mecánica de carrera debe formar parte integral de cualquier programa de gestión. Mendiguchia et al (2021) han demostrado que la mecánica de carrera puede modificarse con el uso de un programa de intervención multimodal que promueve la técnica de carrera "frontal" y el entrenamiento de la fuerza lumbopélvica. En concreto, este programa de 6 semanas produjo



una reducción de la inclinación pélvica anterior, un aumento de la altura de la rodilla y una mejora de la recuperación de la pierna de impulsión durante el ciclo de la marcha (véase la figura siguiente).

Figura 11: Representación visual de los cambios identificados entre PRE y POS para el grupo de intervención.



Fuente: Mendiguchia et al., 2021.

MVP: vertical máximo, MKVD: desplazamiento vertical máximo de la rodilla

| Original | Traducción |
|-----------------------|--------------------------------|
| Thigh swing | Balaneo del muslo |
| Knee height | Altura de la rodilla |
| Anterior pelvic tilt | Inclinación pélvica anterior |
| Knee to knee distance | Distancia de rodilla a rodilla |
| Toe off | Dedos fuera |
| Mvkd | MKVD |
| Mvp | MVP |
| Touchdown | Touchdown |
| Pre | Pre |
| Post | Pos |

Mendiguchia et al (2021) sugirieron que estas alteraciones en el ciclo de la marcha en carrera podrían reducir la tensión ejercida sobre el músculo bíceps femoral, lo que reduciría el riesgo de lesiones. Los resultados prospectivos de Schuermans et al (2017) descubrieron un

aumento de la pelvis anterior durante la carrera en atletas que sufrieron una lesión en los isquiotibiales (Schuermans et al., 2017). Además, el programa de entrenamiento multimodal condujo a un mejor rendimiento con una reducción en los tiempos de sprint (Mendiguchia et al., 2021).

El enfoque del entrenamiento para mejorar la cinemática de las extremidades inferiores y el tronco puede ayudar a garantizar que los patrones de movimiento y los músculos eficientes se entrenen simultáneamente (MacDonald et al., 2019). Dadas las diversas funciones y patrones de activación específicos de los músculos isquiotibiales durante el sprint (Thelen et al., 2005; Higashihara et al., 2018), la inclusión de ejercicios de mecánica de carrera en los programas de prevención y/o rehabilitación puede ser la forma ideal de reentrenar y aumentar la capacidad de todos los músculos isquiotibiales y su funcionalidad específica en carrera (Cameron, Adams y Maher, 2003; Mendiguchia y Brughelli, 2011; MacDonald et al., 2019). Al considerar los ejercicios para mejorar la función cinemática del tronco, la pelvis y la cadera después de una lesión de isquiotibiales, los ejercicios de baja carga pueden iniciarse muy temprano como parte de los programas de gestión (por ejemplo, paso de marcha de rodilla alta, etc.), y pueden progresar a ejercicios de mayor intensidad (por ejemplo, salto-A, regates de tobillo, etc.) como parte de la rutina de calentamiento previa a la carrera a medida que los atletas progresan a través de las diversas etapas de recuperación.

Resumen

La cinemática del tronco, la pelvis y la cadera son consideraciones importantes en relación con una lesión de isquiotibiales. Dado que los músculos isquiotibiales se originan en la tuberosidad isquiática, el rendimiento funcional de estos músculos se verá directamente influido por la función toraco-lumbar-pélvica. Los programas de rehabilitación y prevención de lesiones deben centrarse en mejorar el control cinemático del tronco, la pelvis y la cadera durante todo el ciclo de la marcha. El entrenamiento debe incluir ejercicios para aumentar la capacidad de estabilidad del tronco y promover un mayor impulso de la rodilla, una mejor recuperación de la pierna de impulsión y una pelvis neutra durante toda la marcha.

4.3 Información general: Dolor inguinal en atletas

Sam Baida

Las lesiones inguinales atléticas por uso excesivo son frecuentes en los deportes que implican carreras de velocidad, cambios de dirección, patadas y saltos/aterrizajes repetitivos. Se cree que las lesiones son causadas por las fuerzas repetitivas que se ejercen sobre la pelvis anterior durante estas acciones deportivas. En el fútbol masculino de clubes senior, las lesiones de cadera e ingle representan entre el 4% y el 19% de todas las lesiones con pérdida de tiempo por temporada, mientras que en el fútbol femenino esta cifra oscila entre el 2% y el 14% (Walden et al., 2015). La tasa de lesiones oscila entre 0,2 y 2,1/1000 horas de exposición en el fútbol masculino y entre 0,1 y 0,6/1000 horas en el femenino. Estos hallazgos coinciden con otros códigos deportivos como el fútbol australiano (8,8%, 2,7/1000hrs) (Orchard et al., 2013), el fútbol gaélico (9,4%, 5,8/1000hrs) (Pruyn et al., 2012), la liga de rugby (6,7%, 2,3/1000hrs) (O'Connor, 2004) y el fútbol profesional (14%, 1,0/1000hrs) (Werner et al., 2019). Es típico que los deportistas continúen jugando con síntomas modificando sus cargas de entrenamiento/partido para evitar el tiempo de baja, por lo que el registro de las lesiones sin pérdida de tiempo puede captar mejor el verdadero alcance del problema. Los estudios que han registrado todas las "molestias" de cadera e ingle han demostrado un aumento de diez veces en la prevalencia semanal de los problemas inguinales (lesión con pérdida de tiempo 1,3% frente a lesión sin pérdida de tiempo 10,4%) (Esteve et al., 2020) y valores de prevalencia estacional mucho más elevados que, según se ha informado, oscilan entre el 50 y el 70% (Hanna et al., 2010; Harøy et al., 2017; Thorborg et al., 2017).

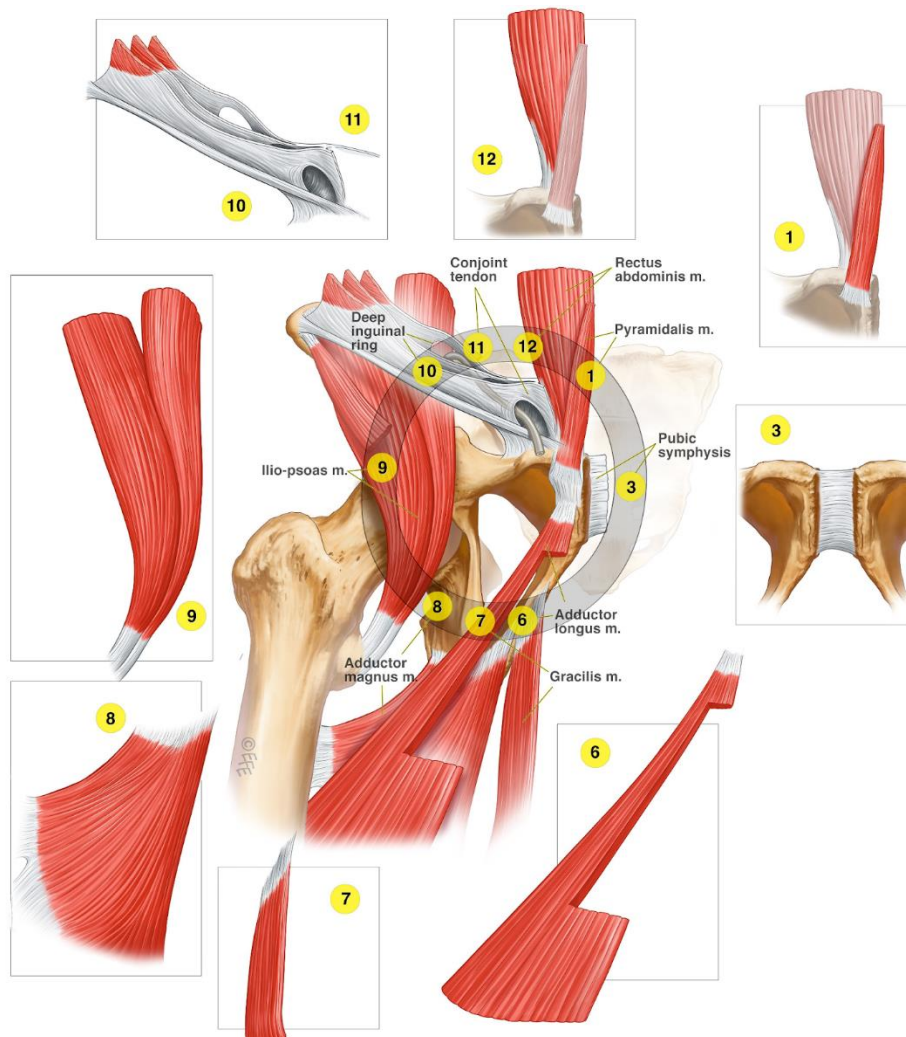
Clasificación y mecanismo del dolor inguinal en atletas

Se han utilizado muchas etiquetas diagnósticas diferentes para describir el dolor inguinal y de cadera por un sobreuso de aparición gradual en poblaciones atléticas. Una revisión sistemática realizada por Serner et al. (2015) informó de que se habían utilizado treinta y tres etiquetas diagnósticas diferentes para describir el dolor inguinal de larga duración en atletas, entre ellas: ingle de Gilmore, hernia del hombre deportista, dolor aductor de larga duración y osteítis pubiana (Serner et al., 2015). Para mejorar la claridad en torno al diagnóstico del dolor inguinal relacionado con el deporte, Falvey et al. (2009) presentaron una técnica de exploración sistemática basada principalmente en la palpación alrededor de un "reloj púbico" (figura siguiente) para identificar las posibles estructuras patológicas. Las diversas estructuras patológicas se engloban bajo el término general "dolor inguinal atlético" (DIA), que se utiliza para describir todos los diagnósticos relacionados con la sínfisis púbica, la cadera y las estructuras miotendinosas y fasciales que se producen por sobreuso y con la actividad deportiva. Las estructuras patológicas descritas por Falvey et al. (2009) pueden consultarse a continuación y se basan en exámenes clínicos y radiológicos (Falvey et al., 2015). Estos diagnósticos están en consonancia con una reciente declaración de consenso internacional



sobre terminología y definiciones del dolor inguinal de larga duración en deportistas (Weir et al., 2015).

Figura 12: Reloj púbico. Representación esquemática de las uniones miotendinosas a través de la región pélvica anterior.



De la Clínica de Cirugía Deportiva, inédito.

| Original | Traducción |
|---------------------|--------------------------|
| Conjoint tendon | Tendón conjunto |
| Deep inguinal ring | Anillo inguinal profundo |
| Rectus abdominis m. | Recto abdominal m. |
| Pyramidalis m. | Pyramidalis m. |
| Pubic symphysis | Sínfisis púbica |
| Ilio-psoas m. | Ilio-psoas m. |
| Adductor longus m. | Aductor largo m. |
| Adductor magnus m. | Aductor mayor m. |
| Gracilis m. | Gracilis m. |

- Lesión del aductor: Sensibilidad a la palpación en el origen del tendón del aductor en la cara inferior del hueso púbico, dolor en la prueba de aducción resistida, hallazgos en la resonancia magnética (RM) de señal alta en, microdesgarro de o separación del aductor del hueso púbico.
- Lesión del flexor de la cadera: Dolor a la palpación sobre el vientre del músculo iliopsoas, dolor a la flexión resistida de la cadera y a la extensión pasiva de la cadera en posición de prueba de Thomas modificada, estiramiento en extensión de la cadera.
- Lesión inguinal: Sensibilidad a la palpación sobre el canal inguinal, dolor a la rotación ipsilateral resistida del tronco, o en Valsalva/tos/estornudos.
- Lesión de la aponeurosis púbica: Dolor a la palpación sobre la inserción del recto abdominal en la cara superomedial del pubis. Dolor con la prueba de compresión, la prueba cruzada y la contracción abdominal inferior resistida. Imagen de resonancia magnética con señal alta, microdesgarro o separación de la aponeurosis púbica del hueso púbico.
- Lesión de cadera: Signos de patología de la cadera (por ejemplo, chasquidos, enganches), amplitud de movimiento pasivo limitado de la cadera (<math><30^\circ</math> con la cadera flexionada a

Pueden presentarse otras causas no musculoesqueléticas o más siniestras de dolor inguinal, que deben excluirse para el diagnóstico de AGP, como atrapamientos nerviosos (p. ej., nervio ilioinguinal, nervio genitofemoral), fracturas pélvicas y femorales por estrés, dolor visceral referido, endofibrosis arterial, afecciones neurológicas, reumatológicas y urológicas (Falvey et al., 2009). Un diagnóstico claro de AGP es una consideración importante para el tratamiento, sin embargo, esto puede ser un reto, ya que es típico que los pacientes presenten patologías coexistentes, todas ellas situadas en las proximidades de la pelvis anterior (Falvey et al., 2015; Lovell, 1995; Holmich, 2007). En consonancia con esto, se han llevado a cabo tres grandes estudios diagnósticos en los que se ha investigado a pacientes con dolor inguinal de larga duración y se ha demostrado que entre el 27 y el 60% de los pacientes presentaban dos o más patologías en la pelvis de forma concurrente cuando se les examinaba clínicamente o con técnicas de imagen (Falvey et al., 2015; Lovell, 1995; Holmich, 2007). Esto puede dificultar la planificación del tratamiento, ya que es probable que un atleta tenga múltiples patologías presentes en cualquier momento que estén contribuyendo al dolor. Por lo tanto, se ha sugerido que las intervenciones centradas en la mecánica potencial de la lesión, en lugar de intentar aislar las estructuras patológicas individuales, pueden ser más eficaces al tratar el AGP (Falvey et al., 2015, King et al., 2018).



Se ha sugerido que un control deficiente del movimiento entre el tronco, la pelvis y las caderas durante los movimientos deportivos (por ejemplo, cambios de dirección, sprints, patadas) puede provocar la aplicación de fuerzas repetitivas excesivas en las estructuras específicas que contribuyen al dolor continuo (Edwards et al., 2017; Franklyn-Miller et al., 2017; Severin et al., 2017). Es probable que las elevadas fuerzas mecánicas experimentadas en una estructura se experimenten en todas las estructuras circundantes y, de ahí, las múltiples estructuras patológicas evidentes en los atletas con AGP.

En la investigación de AGP, la investigación de los patrones de movimiento mediante el examen de la cinemática 3D es un área de interés emergente recientemente, con el primer estudio biomecánico sobre el tema publicado por Edwards et al. en 2017 (Edwards et al., 2017). Desde entonces, se han publicado muchos otros artículos que han examinado la cinemática de todo el cuerpo en AGP durante una tarea de corte en carrera (Edwards et al., 2017; King et al., 2018), una tarea de salto de valla lateral (Gore et al., 2018; 2020), un aterrizaje en caída con una sola pierna (Janse van Rensburg et al., 2017) y una patada de fútbol con el empeine (Severin et al., 2017). La siguiente sección cubre los patrones de movimiento cinemático que están relacionados con AGP durante las diversas tareas que se han examinado.

Cinemática y AGP

Cinemática de la cadera y la pelvis

Se han descrito numerosas diferencias cinemáticas en la cadera y la pelvis, la región del cuerpo donde se encuentran las estructuras dolorosas. Una cinemática alterada en la cadera y la pelvis puede provocar una carga excesiva en la pelvis anterior y las estructuras miotendinosas que se unen a ella. Durante un aterrizaje en caída con una sola pierna, Janse van Rensburg et al. (2017) descubrieron un mayor movimiento frontal y transversal de la cadera (abducción $d=1,12$, rotación externa $d=0,61$, rotación total $d=0,52$), y la pelvis (inclinación lateral hacia abajo $d=0,52$ a $0,75$, rotación interna $d=0,62$) en atletas con AGP en comparación con grupos de control no lesionados. Durante un único salto de valla lateral, Gore et al. (2018; 2020) encontraron un momento abductor de cadera y rigidez significativamente reducidos en atletas con AGP en comparación con atletas no lesionados. Es importante destacar que las medidas de momento abductor de cadera y rigidez mejoraron después de una rehabilitación exitosa en los atletas con AGP y ya no fueron significativamente diferentes en comparación con los grupos de control después de la rehabilitación (Gore et al., 2018; 2020). Los músculos glúteos, en particular, los extensores y abductores desempeñan un papel importante en el control de la estabilidad frontal y transversal de la cadera y la pelvis (Neumann, 2010). El aumento de la función glútea y la fuerza puede conducir a una mayor estabilidad a través de la pelvis y la cadera y por lo tanto es importante dirigirse a estos músculos en el manejo de los atletas con AGP (Baida et al. 2021, O'Connor, 2004; Morrissey et al., 2012).



También se ha informado de una cinemática alterada en la pelvis y la cadera durante una patada de fútbol máxima en el paso en una cohorte de atletas con antecedentes de AGP en comparación con atletas de control no lesionados (Severin et al., 2017). Severin et al. (2017) informaron que la cinemática alterada parece reflejar estrategias de movimiento compensatorio que pueden utilizarse para reducir la carga en la pelvis anterior durante la acción de patear (Brophy et al., 2007; Lees et al., 2010); sin embargo, esto podría desplazar la carga a otras estructuras cercanas en la región que conducen a un mayor riesgo de lesión. En concreto, durante el balanceo de la patada, se observó una mayor inclinación anterior de la pelvis y una menor extensión de la cadera en el grupo AGP en comparación con el grupo control. Además, las velocidades de flexión de cadera más lentas en las piernas de apoyo e impulsión ($d=0,41$ a $0,78$) también se encontraron en el grupo AGP.

Cinemática del tronco

Durante los movimientos de cambio de dirección (CoD), hay pruebas consistentes de que los atletas con AGP muestran una cinemática del tronco alterada. Específicamente, se ha observado un mayor balanceo y rotación del tronco hacia la pierna de apoyo (es decir, en la dirección opuesta a la dirección de desplazamiento prevista) en atletas con AGP en comparación con atletas sanos (Edwards et al., 2017; Rivadulla et al., 2020). Esta cinemática alterada del tronco puede conducir a un aumento de la carga a través de la pelvis anterior a través de dos mecanismos. En primer lugar, a través de la conexión directa de la musculatura del tronco (por ejemplo, recto abdominal, oblicuo externo) con las regiones anterior del pubis e inguinal, lo que puede provocar una tensión excesiva en las uniones miotendinosas y fasciales que suelen estar implicadas en el AGP (Meyers et al., 2012; Franklyn-Miller et al., 2017). En segundo lugar, el aumento del tronco y la inclinación sobre la pierna de apoyo pueden aumentar la carga sobre los músculos aductores. En línea con esto, se ha observado una mayor activación de los músculos aductores en una tarea de pie simple con una mayor inclinación del tronco sobre la extremidad de apoyo en individuos sanos (Prior et al., 2014). Tras la rehabilitación exitosa de 120 atletas con AGP, se mostró una reducción de la inclinación del tronco y la rotación hacia la pierna de apoyo (es decir, más hacia la dirección de desplazamiento prevista) durante un corte planificado de 110° , lo que destaca la importancia de apuntar al control del tronco en el manejo de AGP (King et al., 2018).

Cinemática del tobillo

Además de la cinemática alterada en el tronco, la pelvis y las caderas, los atletas con AGP también han mostrado una cinemática alterada en el tobillo en comparación con los atletas no lesionados (Edwards et al., 2017; Rivadulla et al., 2020), y después de una rehabilitación exitosa (Gore et al., 2018; 2020; King et al., 2018). Durante una tarea de salto de valla lateral, Gore et al. (2020) encontraron un ángulo de flexión plantar del tobillo significativamente reducido en una cohorte de sujetos con AGP en comparación con los grupos de control ($p=0,020$, $d=0,46$) y tras una rehabilitación exitosa esta diferencia ya no era evidente al



comparar los grupos. Esta reducción del ángulo PF del tobillo puede limitar la eficacia de la musculatura de la pantorrilla al entrar en contacto con el suelo para absorber y producir fuerza. Apoyando esto, en atletas con AGP se ha encontrado un momento de flexión plantar de tobillo, potencia y rigidez reducidos en comparación con atletas de control no lesionados (Gore et al., 2018; 2020). Estos hallazgos destacan la importancia de la función del tobillo en la gestión de AGP. Una reducción en la estrategia de gestión de la fuerza en la articulación del tobillo puede conducir a un aumento de las fuerzas hacia arriba en la cadena cinética, lo que puede afectar a la magnitud de la carga en la región de la cadera y la pelvis (Lewis y Ferris, 2008; Rowley y Richards, 2015). Esto se ha demostrado previamente en individuos sanos durante la marcha, donde el aumento del momento de flexión plantar del tobillo durante la acción de empuje resultó en disminuciones simultáneas de los momentos de la cadera en el plano sagital, las potencias máximas y el impulso angular (Lewis y Ferris, 2008).

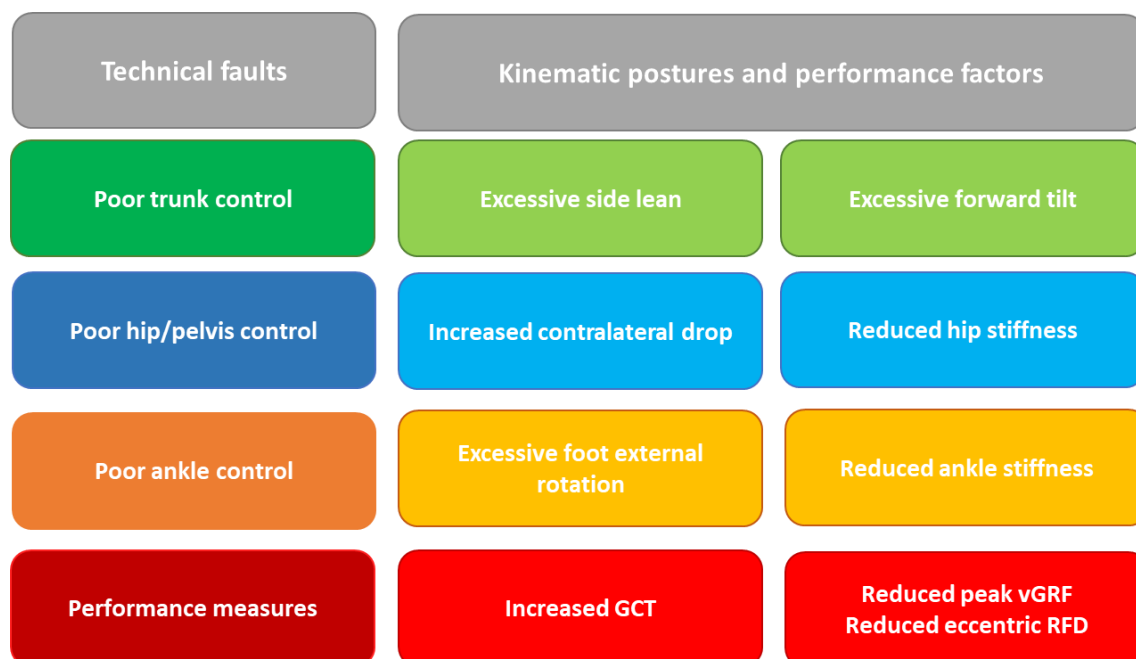
En general, estos hallazgos destacan la importancia de examinar la cinemática total de las extremidades inferiores y el tronco al evaluar y tratar a los atletas con AGP. Además de este punto, investigaciones recientes han destacado que los atletas con antecedentes de lesiones en la rodilla o el tobillo tenían un mayor riesgo de lesión en la ingle (Langhout et al., 2018). Es probable que la biomecánica alterada resultante de una lesión en la rodilla o el tobillo pueda dar lugar a estrategias de control motor compensatorio no deseadas que afecten a la cadera y la pelvis. En la práctica clínica, no es raro encontrar atletas que informan de dolor de cadera o ingle por sobreuso varios meses después de una lesión de tobillo pasada. Si la lesión de tobillo nunca se rehabilitó por completo porque el deportista se apresuró a volver a la competición, esto puede provocar una reducción de la capacidad de absorción y producción de fuerza en la articulación del tobillo y un aumento de la carga más arriba en la cadena cinética.

Cinemática durante el movimiento de cambio de dirección y AGP

El examen tridimensional de las técnicas de corte, los cortes de 110° (Rivadulla et al. 2020) y los saltos laterales reactivos (S. Baida et al. 2022; Gore et al. 2020), ha proporcionado información importante sobre los posibles factores que contribuyen a la sobrecarga y las lesiones (Gore et al. 2018; Daniels et al. 2021; Edwards, Brooke y Cook 2017; Rivadulla et al. 2020; S. Baida et al. 2022; King et al. 2018). Al evaluar la técnica de cambio de dirección, el análisis de vídeo 2D proporciona una herramienta útil que puede ayudar a identificar fallos de movimiento comunes observados en atletas con AGP. La cinemática comúnmente observada con estos fallos de movimiento se ha descrito anteriormente en detalle y se presenta en la siguiente figura.



Figura 13: evaluación del cambio de dirección - fallos técnicos comúnmente observados en atletas con AGP y posturas corporales cinemáticas y déficits de rendimiento asociados.



Fuente: Elaboración propia.

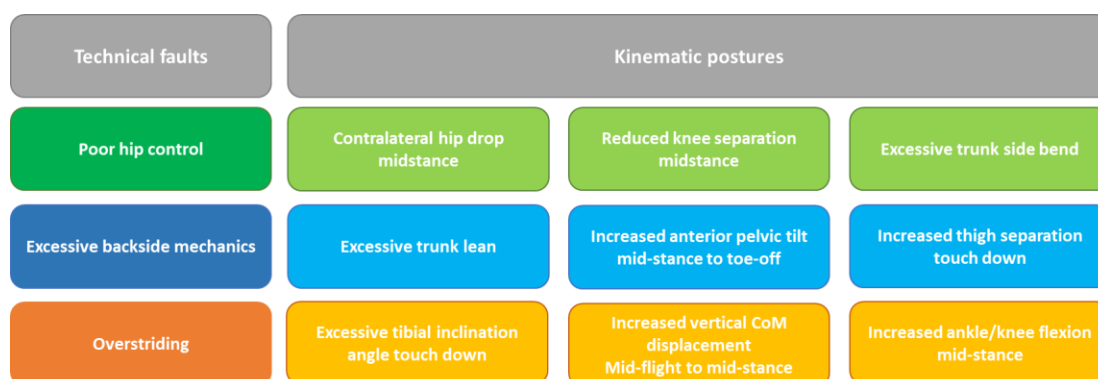
| <u>original</u> | <u>Traducción</u> |
|--|---|
| Technical faults | <u>Fallos técnicos</u> |
| Kinematic postures and performance factors | <u>Posturas cinemáticas y factores de rendimiento</u> |
| Poor trunk control | <u>Mal control del tronco</u> |
| Excessive side lean | <u>Inclinación lateral excesiva</u> |
| Excessive forward tilt | <u>Inclinación excesiva hacia delante</u> |
| Poor hip/pelvis control | <u>Mal control de la cadera/pelvis</u> |
| Increased contralateral drop | <u>Aumento de la caída contralateral</u> |
| Reduced hip stiffness | <u>Reducción de la rigidez de la cadera</u> |
| Poor ankle control | <u>Mal control del tobillo</u> |
| Excessive foot external rotation | <u>Excesiva rotación externa del pie</u> |
| Reduced ankle stiffness | <u>Reducción de la rigidez del tobillo</u> |
| Performance measures | <u>Medidas de rendimiento</u> |
| Increased GCT | <u>Aumento del TCG</u> |
| Reduced peak vGRF | <u>Reducción del vGRF máximo</u> |
| Reduced eccentric RFD | <u>RFD excéntrica reducida</u> |

Cinemática durante la carrera y AGP

Cinemática durante la carrera y AGP Los atletas que practican deportes de campo en los que se corre y esprinta repetidamente suelen manifestar AGP (JW, 2000; O'Connor, 2004; Pruyon et al., 2012; Weir, 2015). La cinemática del tronco y de las extremidades inferiores durante la carrera debe examinarse como posible factor que contribuye a la propagación del dolor, aunque la cinemática precisa sigue sin estar clara. La evaluación bidimensional en vídeo de la marcha en carrera puede ser una forma fiable de identificar eventos específicos de la marcha (por ejemplo, contacto con el suelo, despegue de la punta del pie) y variables cinemáticas que se han identificado como factores que contribuyen a las lesiones en las extremidades inferiores al correr (Bramah et al., 2018).

Para los atletas con AGP, el análisis debe incluir los planos sagital y coronal y debe evaluarse corriendo a altas velocidades (> 3,5 m/s) para detectar mejor los patrones deficientes que contribuyen a la lesión. En la siguiente figura se enumeran los fallos técnicos más comunes y las posturas corporales cinemáticas asociadas.

Figura 14: Evaluación lineal de la marcha - fallos técnicos comúnmente observados en atletas con AGP y posturas corporales cinemáticas asociadas.



Fuente: Elaboración propia.

| Original | Traducción |
|--|---|
| Technical faults | Fallos técnicos |
| Kinematic postures and performance factors | Posturas cinemáticas y factores de rendimiento |
| Poor trunk control | Mal control del tronco |
| Contralateral hip drop midstance | Caída de la cadera contralateral |
| Reduced knee separation midstance | Reducción de la separación de la rodilla en el mediopié |
| Excessive trunk side bend | Flexión lateral excesiva del tronco |
| Excessive backside mechanics | Mecánica de la espalda excesiva |
| Excessive trunk lean | Inclinación excesiva del tronco |
| Increased anterior pelvic tilt mid-stance to toe-off | Aumento de la inclinación pélvica anterior desde la mitad de la postura hasta la punta del pie. |
| | Mayor separación de los muslos al tocar tierra |

| | |
|--|---|
| <p>Increased thigh separation touch down Overstriding Excessive tibial inclination angle touch down Increased vertical CoM displacement Mid-flight to mid-stance Increased ankle/knee flexion mid-stance</p> | <p>Sobreviraje Ángulo de inclinación tibial excesivo toque hacia abajo Aumento del desplazamiento vertical del CdM De medio vuelo a medio apoyo Aumento de la flexión del tobillo/rodilla en posición media</p> |
|--|---|

El mal control dinámico de la cadera durante la marcha en carrera probablemente refleja déficits en la función del músculo glúteo que implican una combinación de reducción de: fuerza (S. R. Baida et al. 2021), tasa de desarrollo de la fuerza (Kierkegaard et al. 2017) y rigidez de la cadera (Gore et al. 2018). Esto se puede observar durante el apoyo medio como caída contralateral de la cadera, separación reducida de la rodilla (IR/ADD femoral excesivo), y/o flexión lateral compensatoria del tronco sobre la pierna de apoyo. Esto puede provocar fuerzas de cizallamiento y torsión excesivas en la sínfisis del pubis y una sobrecarga en las estructuras de soporte capsulares y miotendinosas.

El sobreempuje puede observarse cinemáticamente en el contacto inicial con un mayor ángulo de inclinación de la tibia, una mayor dorsiflexión del tobillo y una posición del pie más anterior con respecto a la cadera. Esta cinemática es relevante para las lesiones, ya que una reducción del exceso de zancada puede aumentar la carga en el tobillo y reducir la carga en la cadera, además de reducir los impulsos de frenado y las oscilaciones verticales del centro de masa (Rowley y Richards 2015; Lieberman et al. 2015).

La mecánica de carrera hacia atrás puede provocar una excesiva inclinación anterior de la pelvis (APT) en el momento del despegue de la punta del pie, lo que conduce a un aumento de la carga de tracción sobre el complejo aponeurosis-aductor abdominopubiano. Además, con el aumento de la APT en el despegue de los dedos, la posición acortada del músculo psoas puede reducir su capacidad para flexionar la cadera a través de la fase de balanceo temprano, lo que lleva a un aumento de las demandas de carga en el complejo aductor largo que tiene un gran brazo de momento flexor (Neumann 2010) y ayuda a flexionar la cadera desde la postura terminal hasta el balanceo temprano (Lenhart, Thelen, y Heiderscheit 2014).



Estos fallos técnicos se observan con frecuencia en los atletas de deportes de campo, ya que la carrera suele ir acompañada de otras acciones del partido (por ejemplo, cerrar el espacio al jugador contrario para realizar una entrada, correr y botar o pasar un balón, etc.), lo que puede dificultar la optimización de una mecánica de carrera óptima. Para agravar estos fallos en el movimiento, los atletas de deportes de campo han estado, por lo general, poco expuestos a la enseñanza y el entrenamiento de una mecánica de carrera óptima. Esto deja un gran espacio para la rehabilitación/entrenamiento donde los atletas pueden recibir las herramientas para optimizar la mecánica de carrera en situaciones controladas y progresar a situaciones de partido más desafiantes.

Rehabilitación

La rehabilitación de las lesiones de cadera e ingle por sobreuso debe centrarse en estrategias de movimiento a nivel local en la cadera y la pelvis, a nivel proximal en el tronco y a nivel distal en el tobillo. En cuanto a las estrategias de movimiento en la cadera y la pelvis, debe prestarse especial atención al control de los planos transversal y coronal (Janse van Rensburg et al., 2017; Severin et al., 2017). Un control inadecuado en estos planos de movimiento durante los movimientos de aterrizaje o patada puede provocar una carga excesiva en las estructuras miotendinosas a lo largo de la pelvis anterior. La musculatura posterolateral de la cadera desempeña un papel primordial en el control de la cadera y la pelvis en los planos transversal y coronal y, por lo tanto, debe considerarse una parte integral de la rehabilitación. Una investigación reciente de Baida et al. (2021) demostró que la fuerza abductora y extensora de la cadera aumentaba significativamente tras un programa de rehabilitación dirigido al control intersegmentario en atletas con dolor atlético de cadera e ingle. Además, el aumento de la fuerza abductora y extensora de la cadera podría explicar el 11% de la mejora de la actividad deportiva y recreativa autopercibida en atletas con AGP tras una rehabilitación satisfactoria. El tronco también es importante para la rehabilitación de la cadera y la ingle. El tronco representa más del 35% de la masa corporal (Winter, 2009) y está controlado, en parte, por los músculos abdominales (recto abdominal, EO, IO) que tienen conexiones miofasciales con la sínfisis púbica y las estructuras miofasciales aductoras proximales a través de la aponeurosis púbica y la cápsula púbica anterior (Robertson et al., 2009). Se ha demostrado que los cambios en la cinemática del tronco alteran la activación de los músculos de la cadera. Específicamente, un mayor avance anterior o lateral del tronco (alejándose de la pierna de pie) podría aumentar la activación del aductor largo y reducir la activación de los músculos abductores de la cadera (Prior et al., 2014). La investigación ha demostrado que después de una rehabilitación exitosa en atletas con AGP la cinemática del tronco mejoró durante 110 tareas de corte, con los atletas demostrando una flexión lateral del tronco reducida hacia la extremidad de apoyo (Franklyn Miller et al., 2017). Además de la mejora de la cinemática del tronco, los atletas con AGP también demostraron una mejora en otras variables específicas que se han asociado con un mejor rendimiento de corte, a saber;



reducción del tiempo de contacto con el suelo, aumento de la distancia del centro de masa al centro de presión en el plano frontal, reducción de la flexión de la rodilla y aumento de la potencia del tobillo y del movimiento de flexión plantar. Se observó que la combinación de estos cambios biomecánicos conducía a una reducción del trabajo en la cadera y del movimiento de los aductores (King et al., 2017).

Las estrategias de rehabilitación también pueden tener en cuenta la cinemática del tobillo. Si bien el impacto de la cinemática alterada del tobillo en relación con el dolor de cadera e ingle es menos claro (en comparación con la cinemática de la cadera, la pelvis y el tronco), se ha sugerido que la mejora de la función del tobillo puede reducir la carga más arriba en la cadena cinética (King et al., 2017; Gore et al., 2018; Rivadulla et al., 2020). Esto se ha demostrado previamente durante la marcha al caminar en individuos sanos, por lo que el aumento del momento de flexión plantar del tobillo redujo la carga sobre la cadera.

Resumen

Se han identificado alteraciones cinemáticas en atletas con AGP que afectan a los patrones de movimiento del tronco, la pelvis y el tobillo. Estos patrones alterados pueden conducir a un aumento de la carga en la pelvis anterior y las inserciones miofasciales que se insertan aquí, que suelen estar implicadas en el AGP. La cinemática alterada identificada en atletas con AGP puede representar tanto factores de riesgo potenciales como estrategias de compensación tras una lesión; sin embargo, debido al diseño retrospectivo de los estudios, no se puede determinar una relación causal. Sin embargo, independientemente de esto, cualquier patrón de movimiento alterado evidente debe abordarse como parte de cualquier programa de gestión eficaz. Los patrones de movimiento que deben evaluarse y abordarse en atletas con AGP incluyen el control alterado en el tronco (Edwards et al., 2017; King et al., 2018; Rivadulla et al., 2020), la pelvis (Janse van Rensburg et al., 2017; Severin et al., 2017) y el tobillo (Gore et al., 2018; 2020; Rivadulla et al., 2020). Los programas de rehabilitación que se han dirigido al control intersegmentario en atletas con AGP han demostrado excelentes tasas y tiempo de retorno al juego (King et al., 2018; Baida et al., 2021). Después de la rehabilitación, los atletas con AGP han demostrado cambios en diversas variables biomecánicas que han llevado a una reducción de la carga alrededor de la cadera y la ingle, ya que se redujo el trabajo en los tres planos de la cadera (King et al., 2018) y el movimiento aductor (King et al., 2018; Gore et al., 2020), incluida la reducción de la flexión lateral del tronco hacia la pierna de apoyo en el corte, el aumento del momento abductor de la cadera y la rigidez (Gore et al., 2020), y el aumento del ángulo de flexión plantar del tobillo, el movimiento, la potencia y la rigidez durante una tarea de salto (Gore et al., 2020; 2018).

References

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Magnusson, S. P., Larsson, B., & Dyhre-Poulsen, P. (1998). A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *The American journal of sports medicine*, 26(2), 231–237. <https://doi.org/10.1177/03635465980260021201>
- Arnason, A., Andersen, T. E., Holme, I., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2008). Prevention of hamstring strains in elite soccer: an intervention study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 18(1), 40–48. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00634.x>
- Arya, S., & Kulig, K. (2010). Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. 1985)*, 108(3), 670–675. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00259.2009>
- Askling, C. M., Tengvar, M., Saartok, T., & Thorstensson, A. (2007). Acute first-time hamstring strains during high-speed running: a longitudinal study including clinical and magnetic resonance imaging findings. *The American journal of sports medicine*, 35(2), 197–206. <https://doi.org/10.1177/0363546506294679>
- Askling, C. M., Malliaropoulos, N., & Karlsson, J. (2012). High-speed running type or stretching-type of hamstring injuries makes a difference to treatment and prognosis. *British journal of sports medicine*, 46(2), 86–87. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090534>
- Askling, C. M., Tengvar, M., & Thorstensson, A. (2013). Acute hamstring injuries in Swedish elite football: a prospective randomised controlled clinical trial comparing two rehabilitation protocols. *British journal of sports medicine*, 47(15), 953–959. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092165>
- Azevedo, L. B., Lambert, M. I., Vaughan, C. L., O'Connor, C. M., & Schwellnus, M. P. (2009). Biomechanical variables associated with Achilles tendinopathy in runners. *British journal of sports medicine*, 43(4), 288–292. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.053421>
- Backman, L. J., & Danielson, P. (2011). Low range of ankle dorsiflexion predisposes for patellar tendinopathy in junior elite basketball players: a 1-year prospective study. *The American journal of sports medicine*, 39(12), 2626–2633. <https://doi.org/10.1177/0363546511420552>
- Baida, S. R., King, E., Richter, C., Gore, S., Franklyn-Miller, A., & Moran, K. (2021). Hip Muscle Strength Explains Only 11% of the Improvement in HAGOS With an Intersegmental Approach to Successful Rehabilitation of Athletic Groin Pain. *The American journal of sports medicine*, 49(11), 2994–3003. <https://doi.org/10.1177/03635465211028981>
- Becker, J., James, S., Wayner, R., Osternig, L., & Chou, L. S. (2017). Biomechanical Factors Associated With Achilles Tendinopathy and Medial Tibial Stress Syndrome in Runners. *The*



American journal of sports medicine, 45(11), 2614–2621.
<https://doi.org/10.1177/0363546517708193>

Bennell, K. L., Talbot, R. C., Wajswelner, H., Techovanich, W., Kelly, D. H., & Hall, A. J. (1998). Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *The Australian journal of physiotherapy*, 44(3), 175–180.
[https://doi.org/10.1016/s0004-9514\(14\)60377-9](https://doi.org/10.1016/s0004-9514(14)60377-9)

Beyer, R., Kongsgaard, M., Hougs Kjær, B., Øhlenschläger, T., Kjær, M., & Magnusson, S. P. (2015). Heavy Slow Resistance Versus Eccentric Training as Treatment for Achilles Tendinopathy: A Randomized Controlled Trial. *The American journal of sports medicine*, 43(7), 1704–1711. <https://doi.org/10.1177/0363546515584760>

Bisseling, R. W., Hof, A. L., Bredeweg, S. W., Zwerver, J., & Mulder, T. (2007). Relationship between landing strategy and patellar tendinopathy in volleyball. *British journal of sports medicine*, 41(7), e8. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.032565>

Blackburn, J. T., & Padua, D. A. (2009). Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *Journal of athletic training*, 44(2), 174–179.
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.2.174>

Bojsen-Møller, J., Magnusson, S. P., Rasmussen, L. R., Kjaer, M., & Aagaard, P. (2005). Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 99(3), 986–994. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01305.2004>

Brooks, J. H., Fuller, C. W., Kemp, S. P., & Reddin, D. B. (2006). Incidence, risk, and prevention of hamstring muscle injuries in professional rugby union. *The American journal of sports medicine*, 34(8), 1297–1306. <https://doi.org/10.1177/0363546505286022>

Brophy, R. H., Backus, S. I., Pansy, B. S., Lyman, S., & Williams, R. J. (2007). Lower extremity muscle activation and alignment during the soccer instep and side-foot kicks. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 37(5), 260–268.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2255>

Buckthorpe, M., Gimpel, M., Wright, S., Sturdy, T., & Stride, M. (2018). Hamstring muscle injuries in elite football: translating research into practice. *British journal of sports medicine*, 52(10), 628–629. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097573>

Child, S., Bryant, A. L., Clark, R. A., & Crossley, K. M. (2010). Mechanical properties of the achilles tendon aponeurosis are altered in athletes with achilles tendinopathy. *The American journal of sports medicine*, 38(9), 1885–1893. <https://doi.org/10.1177/0363546510366234>



Courville, X. F., Coe, M. P., & Hecht, P. J. (2009). Current concepts review: noninsertional Achilles tendinopathy. *Foot & ankle international*, 30(11), 1132–1142. <https://doi.org/10.3113/FAI.2009.1132>

Cohen, D., Burton, A., Wells, C., Taberner, M., Alejandra Diaz, M. & Graham-Smith, P. (2020). Single vs. Double Leg Countermovement Jump Tests. *Sports Medicine Journal*, 34-41. Retrieved from <https://www.aspetar.com/journal/viewarticle.aspx?id=489#.YbTQH9DMLIU>

Creaby, M. W., Honeywill, C., Franettovich Smith, M. M., Schache, A. G., & Crossley, K. M. (2017). Hip Biomechanics Are Altered in Male Runners with Achilles Tendinopathy. *Medicine and science in sports and exercise*, 49(3), 549–554. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001126>

Croisier, J. L., & Crielaard, J. L. (2000). Hamstring Muscle Tear with Recurrent Complaints: An Isokinetic Profile. *Isokinetics and Exercise Science*, 8(3), 175-180. <http://dx.doi.org/10.3233/IES-2000-0048>

Croisier, J. L., Ganteaume, S., Binet, J., Genty, M., & Ferret, J. M. (2008). Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *The American journal of sports medicine*, 36(8), 1469–1475. <https://doi.org/10.1177/0363546508316764>

Crossley, K. M., Thancanamootoo, K., Metcalf, B. R., Cook, J. L., Purdam, C. R., & Warden, S. J. (2007). Clinical features of patellar tendinopathy and their implications for rehabilitation. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 25(9), 1164–1175. <https://doi.org/10.1002/jor.20415>

Daly, C., Persson, U. M., Twycross-Lewis, R., Woledge, R. C., & Morrissey, D. (2016). The biomechanics of running in athletes with previous hamstring injury: A case-control study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 26(4), 413–420. <https://doi.org/10.1111/sms.12464>

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

de Jonge, S., van den Berg, C., de Vos, R. J., van der Heide, H. J., Weir, A., Verhaar, J. A., Bierma-Zeinstra, S. M., & Tol, J. L. (2011). Incidence of midportion Achilles tendinopathy in the general population. *British journal of sports medicine*, 45(13), 1026–1028. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090342>



Del Águila Sánchez A, Antflick JL, Hernández Davó JL, Cohen DD (2022) Countermovement jump kinetics and prospective risk of anterior knee pain in male professional volleyball players. (abstract) *Sports*. 2022 10,93: 11

Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and science in sports and exercise*, 24(1), 108–115. <https://doi.org/10.1249/00005768-199201000-00018>

Diamond, L. E., Wrigley, T. V., Bennell, K. L., Hinman, R. S., O'Donnell, J., & Hodges, P. W. (2016). Hip joint biomechanics during gait in people with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Gait & posture*, 43, 198–203. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.023>

Donoghue, O. A., Harrison, A. J., Laxton, P., & Jones, R. K. (2008). Lower limb kinematics of subjects with chronic achilles tendon injury during running. *Research in sports medicine (Print)*, 16(1), 23–38. <https://doi.org/10.1080/15438620701693231>

Earp, J. E., Kraemer, W. J., Cormie, P., Volek, J. S., Maresh, C. M., Joseph, M., & Newton, R. U. (2011). Influence of muscle-tendon unit structure on rate of force development during the squat, countermovement, and drop jumps. *Journal of strength and conditioning research*, 25(2), 340–347. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e3182052d78>

Edwards, S., Steele, J. R., McGhee, D. E., Beattie, S., Purdam, C., & Cook, J. L. (2010). Landing strategies of athletes with an asymptomatic patellar tendon abnormality. *Medicine and science in sports and exercise*, 42(11), 2072–2080. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181e0550b>

Edwards, S., Brooke, H. C., & Cook, J. L. (2017). Distinct cut task strategy in Australian football players with a history of groin pain. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 23, 58–66. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.07.005>

Ekstrand, J., Hägglund, M., Kristenson, K., Magnusson, H., & Waldén, M. (2013). Fewer ligament injuries but no preventive effect on muscle injuries and severe injuries: an 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. *British journal of sports medicine*, 47(12), 732–737. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092394>

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

Ekstrand, J., 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>



- Elliott, M. C., Zarins, B., Powell, J. W., & Kenyon, C. D. (2011). Hamstring muscle strains in professional football players: a 10-year review. *The American journal of sports medicine*, 39(4), 843–850. <https://doi.org/10.1177/0363546510394647>
- Esteve, E., Rathleff, M. S., Hölmich, P., Casals, M., Clausen, M. B., Vicens-Bordas, J., Pizzari, T., & Thorborg, K. (2021). Groin problems from pre- to in-season: a prospective study on 386 male Spanish footballers. *Research in sports medicine (Print)*, 29(5), 498–504. <https://doi.org/10.1080/15438627.2020.1860044>
- Falvey, E. C., Franklyn-Miller, A., & McCrory, P. R. (2009). The groin triangle: a patho-anatomical approach to the diagnosis of chronic groin pain in athletes. *British journal of sports medicine*, 43(3), 213–220. <https://doi.org/10.1136/bjism.2007.042259>
- Falvey, É. C., King, E., Kinsella S., & Franklyn-Miller, A. (2015). Athletic groin pain (part 1): a prospective anatomical diagnosis of 382 patients—clinical findings, MRI findings and patient-reported outcome measures at baseline. *British Journal of Sports Medicine*, 50(7), 423-430. <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2015-094912>
- Franklyn-Miller, A., Richter, C., King, E., Gore, S., Moran, K., Strike, S., & Falvey, E. C. (2017). Athletic groin pain (part 2): a prospective cohort study on the biomechanical evaluation of change of direction identifies three clusters of movement patterns. *British journal of sports medicine*, 51(5), 460–468. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096050>
- Gabbe, B. J., Finch, C. F., Bennell, K. L., & Wajswelner, H. (2005). Risk factors for hamstring injuries in community level Australian football. *British journal of sports medicine*, 39(2), 106–110. <https://doi.org/10.1136/bjism.2003.011197>
- Godinho, M. S., Thorpe, C. T., Greenwald, S. E., Screen, H. R. C. (2017). Elastin is Localised to the Interfascicular Matrix of Energy Storing Tendons and Becomes Increasingly Disorganised With Ageing. *Scientific Reports*, 7(1), 1-11. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-09995-4>
- Gore, S. J., Franklyn-Miller, A., Richter, C., Falvey, E. C., King, E., & Moran, K. (2018). Is stiffness related to athletic groin pain?. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 28(6), 1681–1690. <https://doi.org/10.1111/sms.13069>
- Gore, S. J., Franklyn-Miller, A., Richter, C., King, E., Falvey, E. C., & Moran, K. (2020). The effects of rehabilitation on the biomechanics of patients with athletic groin pain. *Journal of biomechanics*, 99, 109474. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109474>
- Grau, S., Maiwald, C., Krauss, I., Axmann, D., Janssen, P., & Horstmann, T. (2008). What are causes and treatment strategies for patellar-tendinopathy in female runners?. *Journal of biomechanics*, 41(9), 2042–2046. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.03.005>



Grosset, J. F., Piscione, J., Lambertz, D., & Pérot, C. (2009). Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *European journal of applied physiology*, *105*(1), 131–139. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0882-8>

Haglund-Akerlind, Y., & Eriksson, E. (1993). Range of motion, muscle torque and training habits in runners with and without Achilles tendon problems. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, *1*(3-4), 195–199. <https://doi.org/10.1007/BF01560205>

Hanna, C. M., Fulcher, M. L., Elley, C. R., & Moyes, S. A. (2010). Normative values of hip strength in adult male association football players assessed by handheld dynamometry. *Journal of science and medicine in sport*, *13*(3), 299–303. <https://doi.org/10.1016/j.isams.2009.05.001>

Harøy, J., Clarsen, B., Thorborg, K., Hölmich, P., Bahr, R., & Andersen, T. E. (2017). Groin Problems in Male Soccer Players Are More Common Than Previously Reported. *The American journal of sports medicine*, *45*(6), 1304–1308. <https://doi.org/10.1177/0363546516687539>

Hein, T., Janssen, P., Wagner-Fritz, U., Haupt, G., & Grau, S. (2014). Prospective analysis of intrinsic and extrinsic risk factors on the development of Achilles tendon pain in runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *24*(3), 201–212. <https://doi.org/10.1111/sms.12137>

Helland, C., Bojsen-Møller, J., Raastad, T., Seynnes, O. R., Moltubakk, M. M., Jakobsen, V., Visnes, H., & Bahr, R. (2013). Mechanical properties of the patellar tendon in elite volleyball players with and without patellar tendinopathy. *British journal of sports medicine*, *47*(13), 862–868. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092275>

Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Jr, Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American journal of sports medicine*, *33*(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>

Hickey, J. T., Timmins, R. G., Maniar, N., Williams, M. D., & Opar, D. A. (2017). Criteria for Progressing Rehabilitation and Determining Return-to-Play Clearance Following Hamstring Strain Injury: A Systematic Review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *47*(7), 1375–1387. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0667-x>

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>

Hintermann, B., & Nigg, B. M. (1998). Pronation in runners. Implications for injuries. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 26(3), 169–176. <https://doi.org/10.2165/00007256-199826030-00003>

Hobara, H., Muraoka, T., Omuro, K., Gomi, K., Sakamoto, M., Inoue, K., & Kanosue, K. (2009). Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping. *Journal of biomechanics*, 42(11), 1768–1771. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.04.047>

Hölmich, P. (2007). Long-standing groin pain in sportspeople falls into three primary patterns, a "clinical entity" approach: a prospective study of 207 patients. *British journal of sports medicine*, 41(4), 247–252. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.033373>

Janssen, I., Steele, J. R., Munro, B. J., & Brown, N. A. (2013). Predicting the patellar tendon force generated when landing from a jump. *Medicine and science in sports and exercise*, 45(5), 927–934. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31827f0314>

Janse van Rensburg, L., Dare, M., Louw, Q., Crous, L., Cockroft, J., Williams, L., & Olivier, B. (2017). Pelvic and hip kinematics during single-leg drop-landing are altered in sports participants with long-standing groin pain: A cross-sectional study. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 26, 20–26. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.05.003>

Jungmalm, J., Nielsen, R. Ø., Desai, P., Karlsson, J., Hein, T., & Grau, S. (2020). Associations between biomechanical and clinical/anthropometrical factors and running-related injuries among recreational runners: a 52-week prospective cohort study. *Injury epidemiology*, 7(1), 10. <https://doi.org/10.1186/s40621-020-00237-2>

Kettunen, J. A., Kvist, M., Alanen, E., & Kujala, U. M. (2002). Long-term prognosis for jumper's knee in male athletes. A prospective follow-up study. *The American journal of sports medicine*, 30(5), 689–692. <https://doi.org/10.1177/03635465020300051001>

King, E., Franklyn-Miller, A., Richter, C., O'Reilly, E., Doolan, M., Moran, K., Strike, S., & Falvey, É. (2018). Clinical and biomechanical outcomes of rehabilitation targeting intersegmental control in athletic groin pain: prospective cohort of 205 patients. *British journal of sports medicine*, 52(16), 1054–1062. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097089>

King, M. G., Heerey, J. J., Schache, A. G., Semciw, A. I., Middleton, K. J., Sritharan, P., Lawrenson, P. R., & Crossley, K. M. (2019). Lower limb biomechanics during low- and high-impact functional tasks differ between men and women with hip-related groin pain. *Clinical Biomechanics*, 68, 96-103. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.06.001>



King, M., Towler, H., Dillon, R., & McErlain-Naylor, S. (2020). A Correlational Analysis of Shuttlecock Speed Kinematic Determinants in the Badminton Jump Smash. *Applied Sciences*, 10(4), 1-14. <http://dx.doi.org/10.3390/app10041248>

Kipp, K., & Kim, H. (2020). Relative contributions and capacities of lower extremity muscles to accelerate the body's center of mass during countermovement jumps. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 23(12), 914–921. <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1772764>

Kjaer M. (2004). Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiological reviews*, 84(2), 649–698. <https://doi.org/10.1152/physrev.00031.2003>

Kohler, J., Popov, C., Klotz, B., Alberton, P., Prall, W. C., Haasters, F., Müller-Deubert, S., Ebert, R., Klein-Hitpass, L., Jakob, F., Schieker, M., & Docheva, D. (2013). Uncovering the cellular and molecular changes in tendon stem/progenitor cells attributed to tendon aging and degeneration. *Aging cell*, 12(6), 988–999. <https://doi.org/10.1111/accel.12124>

Komi P. V. (1990). Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of biomechanics*, 23 Suppl 1, 23–34. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90038-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90038-5)

Kubo, K., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 87(6), 2090–2096. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.87.6.2090>

Kuitunen, S., Ogiso, K., & Komi, P. V. (2011). Leg and joint stiffness in human hopping. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 21(6), e159–e167. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01202.x>

Langhout, R., Tak, I., van Beijsterveldt, A. M., Ricken, M., Weir, A., Barendrecht, M., Kerkhoffs, G., & Stubbe, J. (2018). Risk Factors for Groin Injury and Groin Symptoms in Elite-Level Soccer Players: A Cohort Study in the Dutch Professional Leagues. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 48(9), 704–712. <https://doi.org/10.2519/jospt.2018.7990>

Lazaro, R. M., Souza, R. B., & Luke, A. C. (2021). Patellar mobility and lower limb kinematics during functional activities in individuals with and without patellar tendinopathy. *The Knee*, 30, 241–248. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2021.04.002>

Lee, M. J., Reid, S. L., Elliott, B. C., & Lloyd, D. G. (2009). Running biomechanics and lower limb strength associated with prior hamstring injury. *Medicine and science in sports and exercise*, 41(10), 1942–1951. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a55200>



Lee, J., Mok, K. M., Chan, H., Yung, P., & Chan, K. M. (2018). Eccentric hamstring strength deficit and poor hamstring-to-quadriceps ratio are risk factors for hamstring strain injury in football: A prospective study of 146 professional players. *Journal of science and medicine in sport*, 21(8), 789–793. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.11.017>

Lian, O., Engebretsen, L., Ovrebø, R. V., & Bahr, R. (1996). Characteristics of the leg extensors in male volleyball players with jumper's knee. *The American journal of sports medicine*, 24(3), 380–385. <https://doi.org/10.1177/036354659602400322>

Lian, O. B., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2005). Prevalence of jumper's knee among elite athletes from different sports: a cross-sectional study. *The American journal of sports medicine*, 33(4), 561–567. <https://doi.org/10.1177/0363546504270454>

Lichtwark, G. A., & Wilson, A. M. (2007). Is Achilles tendon compliance optimised for maximum muscle efficiency during locomotion?. *Journal of biomechanics*, 40(8), 1768–1775. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.07.025>

Lieber, R. L., & Fridén, J. (1993). Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 74(2), 520–526. <https://doi.org/10.1152/jappl.1993.74.2.520>

Lovell, G. (1995). The diagnosis of chronic groin pain in athletes: a review of 189 cases. *Australian journal of science and medicine in sport*, 27(3), 76–79.

Macdonald, B., McAleer, S., Kelly, S., Chakraverty, R., Johnston, M., & Pollock, N. (2019). Hamstring rehabilitation in elite track and field athletes: applying the British Athletics Muscle Injury Classification in clinical practice. *British journal of sports medicine*, 53(23), 1464–1473. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098971>

Maffulli, N., Sharma, P., & Luscombe, K. L. (2004). Achilles tendinopathy: aetiology and management. *Journal of the Royal Society of Medicine*, 97(10), 472–476. <https://doi.org/10.1258/jrsm.97.10.472>

Magnusson, S. P., & Kjaer, M. (2019). The impact of loading, unloading, ageing and injury on the human tendon. *The Journal of physiology*, 597(5), 1283–1298. <https://doi.org/10.1113/JP275450>

Mahieu, N. N., Witvrouw, E., Stevens, V., Van Tiggelen, D., & Roget, P. (2006). Intrinsic risk factors for the development of achilles tendon overuse injury: a prospective study. *The American journal of sports medicine*, 34(2), 226–235. <https://doi.org/10.1177/0363546505279918>



Malliaras, P., Cook, J. L., & Kent, P. (2006). Reduced ankle dorsiflexion range may increase the risk of patellar tendon injury among volleyball players. *Journal of science and medicine in sport*, 9(4), 304–309. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.03.015>

Mann, R., & Sprague, P. (1980). A kinetic analysis of the ground leg during sprint running. *Research quarterly for exercise and sport*, 51(2), 334–348. <https://doi.org/10.1080/02701367.1980.10605202>

McAuliffe, S., McCreesh, K., Culloty, F., Purtill, H., & O'Sullivan, K. (2016). Can ultrasound imaging predict the development of Achilles and patellar tendinopathy? A systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine*, 50(24), 1516–1523. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096288>

McAuliffe, S., Tabuena, A., McCreesh, K., O'Keeffe, M., Hurley, J., Comyns, T., Purtill, H., O'Neill, S., & O'Sullivan, K. (2019). Altered Strength Profile in Achilles Tendinopathy: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of athletic training*, 54(8), 889–900. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43-18>

Mendiguchia, J, Castano-Zambudio, A, Jimenez-Reyes, P, Morin, J-B, Edouard, P, Conceicao, F, Doodoo, J & Colyer, S 2022, 'Can we modify maximal speed running posture? Implications for performance and hamstring injury management', *International Journal of Sports Physiology and Performance*, vol. 17, no. 3, pp. 374–383. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2021-0107>

Mendonça, L. D., Verhagen, E., Bittencourt, N. F., Gonçalves, G. G., Ocarino, J. M., & Fonseca, S. T. (2016). Factors associated with the presence of patellar tendon abnormalities in male athletes. *Journal of science and medicine in sport*, 19(5), 389–394. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.05.011>

Meyers, W. C., Yoo, E., Devon, O. N., Jain, N., Horner, M., Lauencin, C., & Zoga, A. (2012). Understanding “Sports Hernia” (Athletic Pubalgia): The Anatomic and Pathophysiologic Basis for Abdominal and Groin Pain in Athletes. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 20(1), 33–45. <https://doi.org/10.1053/j.otsm.2012.03.005>

Mondin, D., Owen, J. A., Negro, M., & D'Antona, G. (2018). Validity and Reliability of a Non-invasive Test to Assess Quadriceps and Hamstrings Strength in Athletes. *Frontiers in physiology*, 9, 1702. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01702>

Morrissey, D., Graham, J., Screen, H., Sinha, A., Small, C., Twycross-Lewis, R., & Woledge, R. (2012). Coronal plane hip muscle activation in football code athletes with chronic adductor groin strain injury during standing hip flexion. *Manual therapy*, 17(2), 145–149. <https://doi.org/10.1016/j.math.2011.12.003>



- Mousavi, S. H., Hijmans, J. M., Rajabi, R., Diercks, R., Zwerver, J., & van der Worp, H. (2019). Kinematic risk factors for lower limb tendinopathy in distance runners: A systematic review and meta-analysis. *Gait & posture, 69*, 13–24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.011>
- Nigg B. M. (1985). Biomechanics, load analysis and sports injuries in the lower extremities. *Sports medicine (Auckland, N.Z.), 2*(5), 367–379. <https://doi.org/10.2165/00007256-198502050-00005>
- O'Connor D. (2004). Groin injuries in professional rugby league players: a prospective study. *Journal of sports sciences, 22*(7), 629–636. <https://doi.org/10.1080/02640410310001655804>
- Ono, T., Higashihara, A., & Fukubayashi, T. (2011). Hamstring functions during hip-extension exercise assessed with electromyography and magnetic resonance imaging. *Research in sports medicine (Print), 19*(1), 42–52. <https://doi.org/10.1080/15438627.2011.535769>
- Orchard, J. W., Seward, H., & Orchard, J. J. (2013). Results of 2 decades of injury surveillance and public release of data in the Australian Football League. *The American journal of sports medicine, 41*(4), 734–741. <https://doi.org/10.1177/0363546513476270>
- Owens, B. D., Wolf, J. M., Seelig, A. D., Jacobson, I. G., Boyko, E. J., Smith, B., Ryan, M. A., Gackstetter, G. D., Smith, T. C., & Bagnell Creaven Crum-Cianflone Davies Granada Hern, M.G. (2013). Risk Factors for Lower Extremity Tendinopathies in Military Personnel. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 1*(1), 1-8. <https://doi.org/10.1177/2325967113492707>
- Paavola, M., Kannus, P., Järvinen, T. A., Khan, K., Józsa, L., & Järvinen, M. (2002). Achilles tendinopathy. *The Journal of bone and joint surgery. American volume, 84*(11), 2062–2076. <https://doi.org/10.2106/00004623-200211000-00024>
- Patel, A., Chakraverty, J., Pollock, N., Chakraverty, R., Suokas, A. K., & James, S. L. (2015). British athletics muscle injury classification: a reliability study for a new grading system. *Clinical radiology, 70*(12), 1414–1420. <https://doi.org/10.1016/j.crad.2015.08.009>
- Paterno, M. V., Ford, K. R., Myer, G. D., Heyl, R., & Hewett, T. E. (2007). Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine, 17*(4), 258–262. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31804c77ea>
- Petersen, J., Thorborg, K., Nielsen, M. B., Budtz-Jørgensen, E., & Hölmich, P. (2011). Preventive effect of eccentric training on acute hamstring injuries in men's soccer: a cluster-randomized controlled trial. *The American journal of sports medicine, 39*(11), 2296–2303. <https://doi.org/10.1177/0363546511419277>



Pingel, J., Lu, Y., Starborg, T., Fredberg, U., Langberg, H., Nedergaard, A., Weis, M., Eyre, D., Kjaer, M., & Kadler, K. E. (2014). 3-D ultrastructure and collagen composition of healthy and overloaded human tendon: evidence of tenocyte and matrix buckling. *Journal of anatomy*, 224(5), 548–555. <https://doi.org/10.1111/joa.12164>

Pollock, N., James, S. L., Lee, J. C., & Chakraverty, R. (2014). British athletics muscle injury classification: a new grading system. *British journal of sports medicine*, 48(18), 1347–1351. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093302>

Pollock, N., Kelly, S., Lee, J., Stone, B., Giakoumis, M., Polglass, G., Brown, J., & MacDonald, B. (2022). A 4-year study of hamstring injury outcomes in elite track and field using the British Athletics rehabilitation approach. *British journal of sports medicine*, 56(5), 257–263. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2020-103791>

Prior, S., Mitchell, T., Whiteley, R., O'Sullivan, P., Williams, B. K., Racinais, S., & Farooq, A. (2014). The influence of changes in trunk and pelvic posture during single leg standing on hip and thigh muscle activation in a pain free population. *BMC sports science, medicine & rehabilitation*, 6(1), 13. <https://doi.org/10.1186/2052-1847-6-13>

Pruyn, E. C. Watsford, M. L., Murphy, A. J., Pine, M. J., Spurrs, R. W., Cameron, M. L., & Johnston, R. J. (2012) Relationship between leg stiffness and lower body injuries in professional Australian football. *Journal of Sports Sciences*, 30(1), 71-78. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.624540>

Rivadulla, A. R., Gore, S., Preatoni, E., & Richter, C. (2020). Athletic groin pain patients and healthy athletes demonstrate consistency in their movement strategy selection when performing multiple repetitions of a change of direction test. *Journal of science and medicine in sport*, 23(5), 442–447. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.12.011>

Robertson, B. A., Barker, P. J., Fahrer, M., & Schache, A. G. (2009). The anatomy of the pubic region revisited: implications for the pathogenesis and clinical management of chronic groin pain in athletes. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 39(3), 225–234. <https://doi.org/10.2165/00007256-200939030-00004>

Ryan, M., Grau, S., Krauss, I., Maiwald, C., Taunton, J., & Horstmann, T. (2009). Kinematic analysis of runners with achilles mid-portion tendinopathy. *Foot & ankle international*, 30(12), 1190–1195. <https://doi.org/10.3113/FAI.2009.1190>

Saxena, A., & Bareither, D. (2001). Magnetic resonance and cadaveric findings of the "watershed band" of the achilles tendon. *The Journal of foot and ankle surgery : official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*, 40(3), 132–136. [https://doi.org/10.1016/s1067-2516\(01\)80078-8](https://doi.org/10.1016/s1067-2516(01)80078-8)



Schache, A. G., Dorn, T. W., Blanch, P. D., Brown, N. A., & 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., Blanch, P. D., & Murphy, A. T. (2000). Relation of anterior pelvic tilt during running to clinical and kinematic measures of hip extension. *British journal of sports medicine*, 34(4), 279–283. <https://doi.org/10.1136/bjism.34.4.279>

Serner, A., Tol, J. L., Jomaah, N., Weir, A., Whiteley, R., Thorborg, K., Robinson, M., & Hölmich, P. (2015). Diagnosis of Acute Groin Injuries: A Prospective Study of 110 Athletes. *The American journal of sports medicine*, 43(8), 1857–1864. <https://doi.org/10.1177/0363546515585123>

Severin, A. C., Mellifont, D. B., & Sayers, M. G. L. (2017). Influence of previous groin pain on hip and pelvic instep kick kinematics. *Science and Medicine in Football*, 1(1), 80–85. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1221527>

Silbernagel, K. G., Hanlon, S., & Sprague, A. (2020). Current Clinical Concepts: Conservative Management of Achilles Tendinopathy. *Journal of athletic training*, 55(5), 438–447. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-356-19>

Stephen, J. M., Marsland, D., Masci, L., Calder, J., & Daou, H. E. (2018). Differential Motion and Compression Between the Plantaris and Achilles Tendons: A Contributing Factor to Midportion Achilles Tendinopathy?. *The American journal of sports medicine*, 46(4), 955–960. <https://doi.org/10.1177/0363546517745291>

Thorborg, K., Rathleff, M. S., Petersen, P., Branci, S., & Hölmich, P. (2017). Prevalence and severity of hip and groin pain in sub-elite male football: a cross-sectional cohort study of 695 players. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 27(1), 107–114. <https://doi.org/10.1111/sms.12623>

Toonstra, J., & Mattacola, C. G. (2013). Test-retest reliability and validity of isometric knee-flexion and -extension measurement using 3 methods of assessing muscle strength. *Journal of sport rehabilitation*, 22(1), 10.1123/jsr.2013.TR7. <https://doi.org/10.1123/jsr.2013.TR7>

Tran, P., Malmgaard-Clausen, N. M., Puggaard, R. S., Svensson, R. B., Nybing, J. D., Hansen, P., Schjerling, P., Zinglensen, A. H., Couppé, C., Boesen, M., Magnusson, S. P., & Kjaer, M. (2020). Early development of tendinopathy in humans: Sequence of pathological changes in structure and tissue turnover signaling. *FASEB journal : official publication of the Federation of American Societies for Experimental Biology*, 34(1), 776–788. <https://doi.org/10.1096/fj.201901309R>

van Dyk, N., Bahr, R., Whiteley, R., Tol, J. L., Kumar, B. D., Hamilton, B., Farooq, A., & Witvrouw, E. (2016). Hamstring and Quadriceps Isokinetic Strength Deficits Are Weak Risk Factors for



Hamstring Strain Injuries: A 4-Year Cohort Study. *The American journal of sports medicine*, 44(7), 1789–1795. <https://doi.org/10.1177/0363546516632526>

Van Ginckel, A., Thijs, Y., Hesar, N. G., Mahieu, N., De Clercq, D., Roosen, P., & Witvrouw, E. (2009). Intrinsic gait-related risk factors for Achilles tendinopathy in novice runners: a prospective study. *Gait & posture*, 29(3), 387–391. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.058>

van Sterkenburg, M. N., Kerkhoffs, G. M., Kleipool, R. P., & Niek van Dijk, C. (2011). The plantaris tendon and a potential role in mid-portion Achilles tendinopathy: an observational anatomical study. *Journal of anatomy*, 218(3), 336–341. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2011.01335.x>

Visnes, H., Aandahl, H. Å., & Bahr, R. (2013). Jumper's knee paradox--jumping ability is a risk factor for developing jumper's knee: a 5-year prospective study. *British journal of sports medicine*, 47(8), 503–507. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091385>

Visnes, H., & Bahr, R. (2013). Training volume and body composition as risk factors for developing jumper's knee among young elite volleyball players. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 23(5), 607–613. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01430.x>

Waldén, M., Krosshaug, T., Bjørneboe, J., Andersen, T. E., Faul, O., & Hägglund, M. (2015). Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. *British journal of sports medicine*, 49(22), 1452–1460. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-094573>

Wang, H. K., Lin, K. H., Wu, Y. K., Chi, S. C., Shih, T. T., & Huang, Y. C. (2011). Evoked spinal reflexes and force development in elite athletes with middle-portion Achilles tendinopathy. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 41(10), 785–794. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3564>

Waugh, C. M., Korff, T., Fath, F., & Blazevich, A. J. (2013). Rapid force production in children and adults: mechanical and neural contributions. *Medicine and science in sports and exercise*, 45(4), 762–771. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31827a67ba>

Weir, A., Brukner, P., Delahunt, E., Ekstrand, J., Griffin, D., Khan, K. M., Lovell, G., Meyers, W. C., Muschawek, U., Orchard, J., Paajanen, H., Philippon, M., Reboul, G., Robinson, P., Schache, A. G., Schilders, E., Serner, A., Silvers, H., Thorborg, K., Tyler, T., ... Hölmich, P. (2015). Doha agreement meeting on terminology and definitions in groin pain in athletes. *British journal of sports medicine*, 49(12), 768–774. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094869>



Werner, J., Häggglund, M., Ekstrand, J., & Waldén, M. (2019). Hip and groin time-loss injuries decreased slightly but injury burden remained constant in men's professional football: the 15-year prospective UEFA Elite Club Injury Study. *British journal of sports medicine*, 53(9), 539–546. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-097796>

Wezenbeek, E., Willems, T., Mahieu, N., De Muynck, M., Vanden Bossche, L., Steyaert, A., De Clercq, D., & Witvrouw, E. (2018). The Role of the Vascular and Structural Response to Activity in the Development of Achilles Tendinopathy: A Prospective Study. *The American journal of sports medicine*, 46(4), 947–954. <https://doi.org/10.1177/0363546517750854>

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). John Wiley & Sons.

Witvrouw, E., Bellemans, J., Lysens, R., Danneels, L., & Cambier, D. (2001). Intrinsic risk factors for the development of patellar tendinitis in an athletic population. A two-year prospective study. *The American journal of sports medicine*, 29(2), 190–195. <https://doi.org/10.1177/03635465010290021201>

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>

Zellers, J. A., Christensen, M., Kjær, I. L., Rathleff, M. S., & Silbernagel, K. G. (2019). Defining Components of Early Functional Rehabilitation for Acute Achilles Tendon Rupture: A Systematic Review. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 7(11), 2325967119884071. <https://doi.org/10.1177/2325967119884071>

Zernicke, R. F., Garhammer, J. J., & Jobe, F. W. (1977). Human patellar-tendon rupture. *The Journal of bone and joint surgery*, 59(2), 179-83. <https://doi.org/10.2106/00004623-197759020-00007>

Zhou, Z., Akinbiyi, T., Xu, L., Ramcharan, M., Leong, D. J., Ros, S. J., Colvin, A. C., Schaffler, M. B., Majeska, R. J., Flatow, E. L., & Sun, H. B. (2010). Tendon-derived stem/progenitor cell aging: defective self-renewal and altered fate. *Aging cell*, 9(5), 911–915. <https://doi.org/10.1111/j.1474-9726.2010.00598.x>

Zwerver, J., Bredeweg, S. W., & van den Akker-Scheek, I. (2011). Prevalence of Jumper's knee among nonelite athletes from different sports: a cross-sectional survey. *The American journal of sports medicine*, 39(9), 1984–1988. <https://doi.org/10.1177/0363546511413370>

