

Módulo 3. Cinemática en la lesión del ligamento cruzado anterior (LCA)

Introducción

Los datos cinemáticos pueden utilizarse como fuente de información objetiva del movimiento de las articulaciones, independientemente de las fuerzas que causen ese movimiento (Winter, 2009). Estos datos pueden incluir desplazamientos y velocidades tanto lineales como angulares. Desde una perspectiva general de las lesiones, una cinemática articular alterada puede incidir de manera directa en la forma en que se aplican las fuerzas sobre el cuerpo (Nigg, 1985) y, por lo tanto, contribuir al desarrollo de una lesión. La cinemática puede medirse con simples goniómetros, análisis de vídeo o sistemas ópticos de captura del movimiento basados en marcadores bidimensionales y tridimensionales (2D y 3D), prefiriéndose estos últimos para el análisis del movimiento. Para más información sobre las distintas técnicas de análisis del movimiento, véase el módulo 3.1 de este curso: Fundamentos del análisis biomecánico.

En el campo de la medicina deportiva, el análisis de la cinemática articular puede utilizarse de varias formas: (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 tras la rehabilitación (Phelan et al., 2019; O'Connor et al., 2020).

En relación con la lesión del ligamento cruzado anterior (LCA), el análisis cinemático del movimiento se ha utilizado ampliamente para examinar los patrones de movimiento asociados con la rotura del LCA y también para evaluar las estrategias de movimiento en los atletas después de la cirugía reconstructiva (RLCA). Cada una de las diversas técnicas de análisis de movimiento mencionadas anteriormente (es decir, goniómetro, análisis de vídeo y análisis de movimiento en 3D) proporciona información importante sobre la lesión y que se analizará en detalle a continuación. Cabe destacar que los datos proporcionados por los diversos análisis de movimiento cinemático que investigan la lesión del LCA aportan una mayor comprensión de los factores que son importantes para la prevención de lesiones y/o los factores que pueden mejorar los programas de rehabilitación después de una lesión del LCA (McIntosh, 2005; King et al., 2017).

Datos generales de las lesiones del LCA: tasas, reincidencia y mecanismos:

Las roturas del ligamento cruzado anterior (LCA) son lesiones devastadoras que impiden la participación deportiva por largos periodos de tiempo. Es posible que los deportistas que sufren este tipo de lesiones nunca vuelvan a alcanzar el mismo nivel de juego o rendimiento (Dodson et al., 2016). Se ha registrado una tasa de incidencia de roturas del LCA de 0,081 por cada 1000 exposiciones de deportistas mujeres (entrenamientos o partidos), y de 0,052 por cada 1000 exposiciones de deportistas varones en una variedad de deportes de secundaria (Gornitzky et al., 2015). Tienen 20 veces más probabilidades de producirse lesiones del LCA durante los partidos que en los entrenamientos (Walden et



al. 2016) y en los códigos de porteo que implican acciones repetitivas de pivote, cambio de dirección (CoD) y aterrizaje, ya que estos movimientos dan lugar a la cinemática de las extremidades inferiores que suele provocar la rotura del LCA. En comparación con sus homólogos masculinos, las mujeres tienen un riesgo de dos a tres veces mayor de sufrir una lesión del LCA al participar en deportes de pivote, corte y salto (Ekstrand et al., 2011). Esto significa que debe prestarse especial atención a los patrones de movimiento cinemático de las atletas desde una perspectiva de detección y prevención de lesiones.

La gran mayoría de los atletas que se reincorporan a la práctica de deportes multidireccionales se someterán a una reconstrucción quirúrgica (RLCA). Los atletas que se someten a RLCA tienen un riesgo mucho mayor de sufrir otra lesión del LCA, ya sea en la misma extremidad (re-ruptura del injerto) o en la extremidad contralateral al volver a los deportes multidireccionales. La incidencia de una segunda lesión del LCA oscila entre 6-23%, con una incidencia de rupturas contralaterales reportada dos veces mayor en comparación con re-rupturas ipsilaterales (Hewett et al. 2016, Shelbourne et al., 2014; Paterno et al., 2010, Wright et al., 2011). Esta información relativa a una segunda lesión del LCA, tiene una serie de posibles implicaciones. En primer lugar, los cambios biomecánicos (es decir, cinemática alterada, déficits de fuerza muscular) comúnmente reportados por RLCA pueden, en parte, contribuir a este mayor riesgo de sufrir una nueva lesión. En segundo lugar, las estrategias de movimiento cinemático deficientes que contribuyeron a la primera lesión no se han modificado y, por lo tanto, los deportistas siguen siendo más susceptibles de sufrir una segunda lesión. Tras una RLCA, los deportistas tienen un mayor riesgo de padecer osteoartritis patelofemoral y tibiofemoral temprana (Holm et al., 2010; Øiestad et al., 2015; von Porat et al., 2004), lo que hace que la optimización de la cinemática del movimiento tras la lesión sea primordial para la salud de la rodilla a largo plazo.

La rotura del ligamento cruzado anterior (LCA) se produce normalmente durante situaciones sin contacto en las que un atleta intenta desacelerar utilizando una sola extremidad, y la mayoría se produce durante un cambio de dirección (CoD) o un movimiento de aterrizaje (Walden et al. 2015, Boden et al., 2000; Shimokochi & Shultz, 2008; Arendt et al., 1995). La rotura del LCA suele producirse entre 40 y 50 ms después del contacto inicial, durante la fase inicial de la desaceleración (Krosshaug et al., 2007; Koga et al., 2010). Esta es la razón por la que el análisis del movimiento (es decir, análisis tridimensional, bidimensional, de vídeo) de la fase de desaceleración temprana de las acciones de CoD, pivote y aterrizaje es la más comúnmente examinada en relación con la lesión del LCA (Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2007). Con respecto al análisis de esta fase temprana del movimiento, es importante señalar que la frecuencia de muestreo debe ser lo suficientemente alta como para capturar muestras suficientes para describir las características que podrían diferenciar entre patrones de movimiento lesivos y no lesivos.

Cinemática asociada a la lesión del LCA

La lesión se produce cuando la carga sobre el LCA supera la capacidad crítica del ligamento (Shultz et al., 2015). Los estudios de modelización biomecánica han identificado una cinemática aberrante multiplanar de la rodilla que contribuye a una carga excesiva sobre el LCA que puede provocar su rotura (Hewett et al., 2010; Nasserri et al., 2020). También se ha descubierto que la cinemática aberrante de las extremidades



inferiores puede predecir lesiones secundarias del LCA (Paterno et al., 2010). Además, también se ha descubierto que las posturas cinemáticas de los segmentos corporales tanto proximales (es decir, cadera y tronco) como distales (es decir, tobillo) a la articulación de la rodilla contribuyen a una carga excesiva sobre la rodilla y aumentan el riesgo de lesión del LCA.

Los principales factores cinemáticos de riesgo de lesión del LCA son los siguientes:

- (1) fuerza transversal anterior a través de la rodilla,
- (2) colapso en valgo de la articulación de la rodilla,
- (3) pie alejado del centro de la masa corporal,
- (4) posición del tronco erguida o dirigida hacia atrás,
- (5) patrón de aterrizaje "rígido" (Shimokochi & Shultz, 2008).

Es importante señalar que los movimientos que suelen provocar situaciones de rotura del LCA se realizan muchas veces durante un partido sin causar lesiones y, por lo tanto, parece haber un margen considerable para prevenir las lesiones del LCA si se modifican los factores de riesgo cinemáticos.

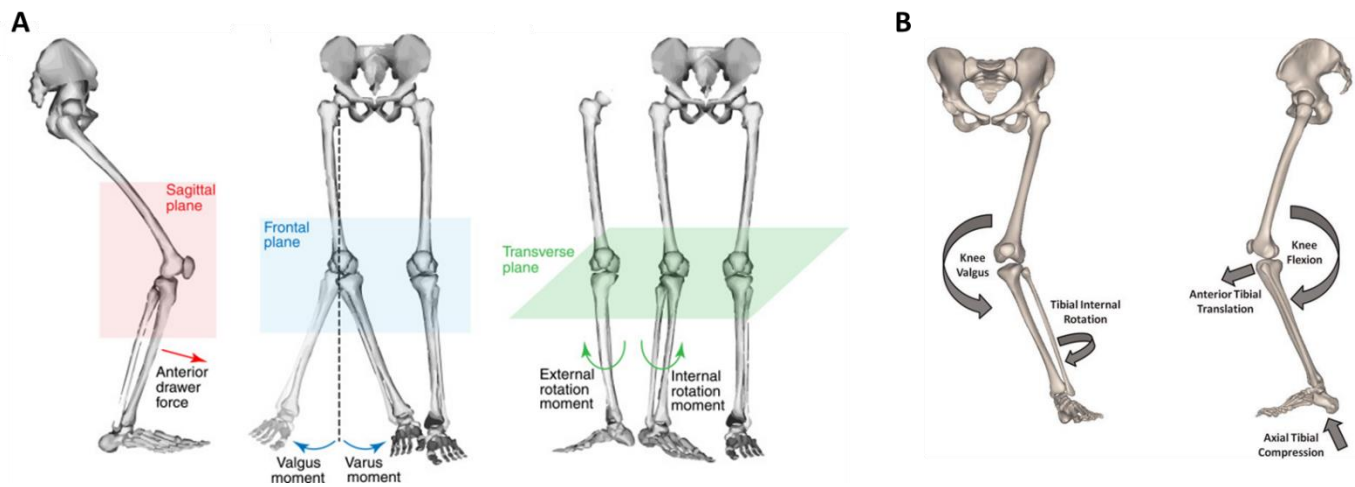
1) los mecanismos de lesión del LCA, 2) los patrones de movimiento de alto riesgo (es decir, aterrizaje y cambio de dirección) asociados a la lesión del LCA, 3) los cambios maladaptativos tras la lesión del LCA y 4) los cambios maladaptativos con fatiga.

Mecanismos de lesión del LCA:

El mecanismo de la lesión del LCA sin contacto que da lugar a la rotura del ligamento implica el movimiento cinemático de la articulación tibiofemoral y las consiguientes cargas externas aplicadas en los tres planos de movimiento (es decir, sagital, transversal y coronal) (Figura 1).



Figura 1: Mecanismo de lesión del LCA sin contacto. (A) Cinemática de la rodilla implicada en los tres planos de movimiento. (B) Mecanismo de carga multiplanar (Levine et al. 2013).



Adaptado de "Modelling the loading mechanics of anterior cruciate ligament" de A. Nasseri et al. (2020). *Computer methods and programs in biomedicine*, 184, 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.105098>
 Adaptado de "Clinically relevant injury patterns after an anterior cruciate ligament injury provide insight into injury mechanisms" de Levine, J.W. & Kiapour, Ata & Quatman, Carmen (2013). *Am J Sports Med.* 41. 385-395.

Original	Traducción
Sagittal plane	Plano sagital
Anterior drawer force	Test de cajón anterior
Frontal plane	Plano frontal
Valgus moment	Momento valgo
Varus moment	Momento varo
Transverse plane	Plano transversal
External rotation moment	Momento de rotación externa
Internal rotation moment	Momento de rotación interna
Knee valgus	Rodilla en valgo
Tibial internal rotation	Rotación interna de la tibia
Anterior tibial translation	Traslación anterior de la tibia
Knee Flexion	Flexión de rodilla
Axial tibial compression	Compresión axial de la tibia

(i) Cinemática de la rodilla

Las lesiones del LCA sin contacto suelen producirse cuando los deportistas desaceleran sobre una sola extremidad durante las acciones de aterrizaje, CoD o pivote con una posición relativamente extendida de la rodilla y combinada con una rotación interna tibial y un valgo de rodilla excesivos (Shimokochi y Shultz, 2008; Meyer y Haut, 2008). Con una posición relativamente extendida de la rodilla en el contacto inicial, la carga vertical posterior a través de la articulación tibiofemoral (a través del contacto con el suelo) puede aumentar el movimiento frontal y transversal de la rodilla (es decir, el valgo de la rodilla



y la rotación interna de la tibia), lo que aumenta la carga sobre el LCA y conduce a un mayor riesgo de lesión (Figura 1) (Koga et al., 2010; Boden et al., 2000; Walden et al., 2015; Olsen et al., 2004; Quatman et al., 2010).

Nasseri et al. (2020) demostraron recientemente que el mayor nivel de fuerza aplicada al LCA se generó principalmente a través del movimiento del plano sagital (aproximadamente el 94%) al utilizar un modelo computacional para cuantificar la fuerza del LCA. En consonancia, los atletas que sufren lesiones del LCA sin contacto han demostrado cantidades relativamente pequeñas de flexión de la rodilla ($<30^\circ$) durante las situaciones de lesión (Koga et al., 2010; Olsen et al., 2004; Walden et al., 2015). Cuando la rodilla está en una posición relativamente extendida, el LCA puede ser cargado excesivamente debido a las grandes fuerzas producidas por el cuádriceps, y con fuerzas de co-contracción reducidas producidas por los músculos isquiotibiales, lo que genera un mayor desplazamiento anterior de la tibia (Shimokochi & Shultz, 2008). (2010) investigaron 10 situaciones de lesión del LCA en jugadoras de balonmano y baloncesto extrayendo datos cinemáticos de grabaciones de vídeo mediante una técnica de emparejamiento de imágenes basada en modelos (Figura 2). Estos autores destacaron una cinemática de la rodilla coherente durante las situaciones de lesión que mostraba: 1) una rodilla relativamente recta en el contacto inicial, y 2) un rápido aumento del ángulo de abducción y rotación interna de la rodilla desde el contacto inicial hasta un periodo de tiempo de 40 ms.

Figura 2: Ejemplo de la técnica de emparejamiento de imágenes basada en modelos utilizada por Koga et al. para extraer variables cinemáticas con una posición recta de la rodilla en el contacto inicial (A y B) y el cambio en la cinemática de la rodilla en los 20 ms iniciales (C y D) y 40 ms (E y F).

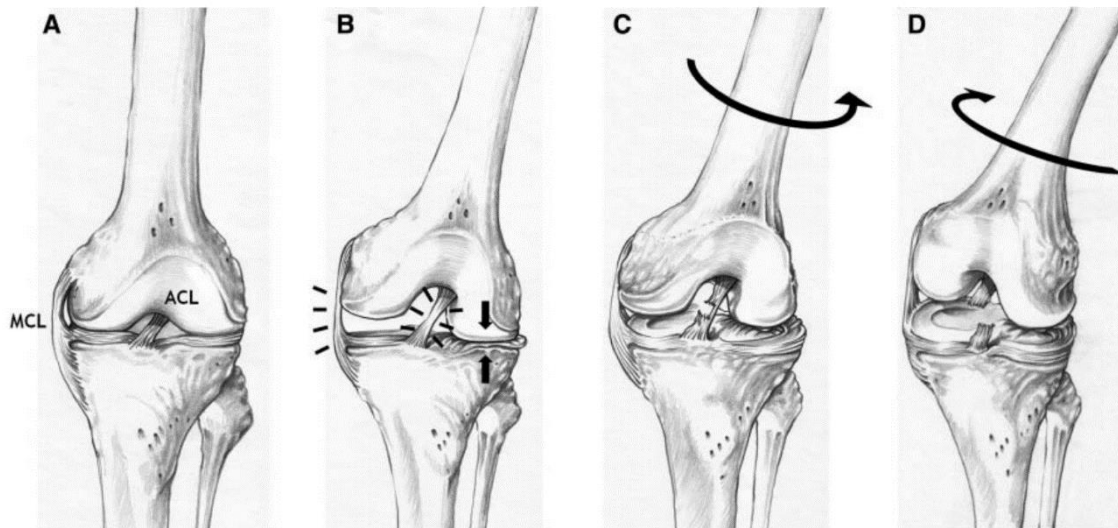


Koga et al 2018. p6

Además de tener una postura de rodilla más extendida durante las fases de desaceleración del aterrizaje, CoD y acciones de pivote (Koga et al., 2010; Olsen et al., 2004; Walden et al., 2015), los atletas que sufren una lesión del LCA sin contacto también han mostrado un aumento del valgo de rodilla (Koga et al., 2010; Hewett et al., 2005; Madigan & Pidcoe, 2003), rotación interna de rodilla (Cochrane et al., 2007; Koga et al., 2010; Olsen et al., 2004) y abducción de rodilla (Hewett et al., 2009). En relación con las posiciones en valgo de la rodilla, se ha demostrado en estudios cadavéricos que el aumento de la rotación interna de la rodilla ejerce una gran tensión sobre el LCA, especialmente en ángulos bajos de flexión de la rodilla (Markoff et al., 1995).

El valgo dinámico de rodilla se describe como una combinación de aducción de cadera, rotación interna de cadera y abducción de rodilla. Esta alineación cinemática de la extremidad inferior puede dar lugar a una reducción de la capacidad de los músculos para disipar adecuadamente las fuerzas experimentadas durante el aterrizaje, la CoD y las acciones de giro, lo que resulta en una carga excesiva sobre el LCA. Véase en la figura 3 los mecanismos de lesión que se producen con un valgo dinámico excesivo de la rodilla (Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2007).

Figura 3: (A) una rodilla sin carga. (B) cuando se aplica una carga en valgo, el ligamento colateral medial se tensa y se produce una compresión lateral. (C) esta carga compresiva, así como el vector de fuerza anterior causado por la contracción del cuádriceps, provoca un desplazamiento del fémur con respecto a la tibia en el que el cóndilo femoral lateral se desplaza posteriormente y la tibia se desplaza anteriormente y rota internamente, lo que provoca la rotura del LCA. (D) después de que se rompa el LCA, la restricción primaria a la traducción anterior de la tibia se va. Esto provoca que el cóndilo femoral medial también se desplace posteriormente, dando lugar a la rotación externa de la tibia.



Adaptado de "Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball", por H. Koga et al. *The American journal of sports medicine*, 38(11), 2218–2225. <https://doi.org/10.1177/0363546510373570>

El valgo dinámico de rodilla es de especial relevancia en las atletas femeninas. Krosshaug et al. (2007) investigaron 39 lesiones del LCA en jugadores y jugadoras de baloncesto mediante análisis de vídeo y descubrieron que, si bien el valgo de la rodilla en el contacto inicial era el mismo entre los grupos, el grupo femenino mostraba ángulos de valgo de la rodilla significativamente mayores en el momento supuesto de la lesión (33-50 ms).

(ii) Cinemática de la cadera y el tobillo

También se ha informado de una cinemática alterada en segmentos corporales tanto proximales como distales a la articulación tibiofemoral durante situaciones de lesión del LCA (Boden et al., 2009, Koga et al 2018). Se cree que la reducción del movimiento en la articulación del tobillo y la cadera contribuye a la lesión del LCA debido a la menor capacidad de la musculatura de soporte para disipar las altas fuerzas experimentadas a través de la rodilla durante los movimientos de cambio de dirección que conducen a una carga crítica del LCA (Hewett et al., 2005).

Con respecto a la cinemática del tobillo, se sugiere que el aterrizaje con menor flexión plantar y ROM reducido del tobillo (es decir, con el pie plano) puede afectar a la capacidad de la musculatura de la pantorrilla para absorber adecuadamente la fuerza de reacción

del suelo, con un aumento de las fuerzas transferidas directamente a la rodilla. Además, la posible falta de contracción del gastrocnemio a través de la fase de desaceleración puede afectar la capacidad de absorción de fuerza de la rodilla, lo que resulta en un aumento de la rotación interna de la rodilla o abducción en lugar de flexión (Boden et al., 2009, Koga et al 2018). Boden et al. (2009) examinaron 29 movimientos (desaceleraciones y aterrizajes) utilizando análisis de vídeo que resultaron en una lesión del LCA y descubrieron que los atletas que sufrieron una lesión del LCA aterrizaron con el pie trasero o plano y con una dorsiflexión del tobillo significativamente mayor en comparación con el grupo de control no lesionados que aterrizaron más con el pie delantero. Del mismo modo, Koga et al. (2018) examinaron 10 situaciones de lesión en jugadoras de balonmano utilizando una técnica de emparejamiento de imágenes basada en modelos para extraer datos cinemáticos, y también descubrieron que las jugadoras hacían contacto inicial con el suelo con un contacto de talón.

En cuanto a la cinemática de la cadera y la lesión del LCA, se ha sugerido que el aumento de la flexión de la cadera y una postura más estática de la cadera durante las desaceleraciones pueden reducir la capacidad de la musculatura de la cadera para absorber el peso de la parte superior del cuerpo y estabilizar adecuadamente el fémur, lo que conduce a un movimiento transversal femoral y plano frontal mal controlado que contribuye a una carga excesiva en la articulación de la rodilla (Boden et al., 2009, Koga et al 2018). Boden et al. (2009) han encontrado un aumento significativo de la flexión de la cadera durante la desaceleración inicial de un movimiento en atletas que sufrieron una lesión del LCA en comparación con el grupo de control de no lesionados. Koga et al. (2018) han descubierto una cinemática consistente en situaciones de lesión del LCA con grandes magnitudes de flexión de la cadera en el contacto inicial y rango de movimiento estático de la cadera durante el período inicial de 40 ms posterior al aterrizaje.

Cinemática del aterrizaje y lesión del LCA

Aproximadamente una cuarta parte de todas las roturas del LCA sin contacto se producen durante una acción de aterrizaje con una sola pierna. Se ha identificado prospectivamente una cinemática alterada de la rodilla en los planos de movimiento frontal (Hewett et al., 2005; Paterno et al., 2010; Krosshaug et al., 2016) y sagital (Leppanen et al., 2017) como factores de riesgo de lesión del LCA cuando se examinan saltos con caída vertical. Además, la cinemática alterada en el tobillo (Koga et al., 2010; Bedi et al., 2016), la cadera (Koga et al., 2010; Bedi et al., 2016) y el tronco (Zazulak et al., 2007) también son factores importantes en relación con la mecánica de aterrizaje de la lesión del LCA (Koga et al., 2010; Bedi et al., 2016). También se ha informado retrospectivamente que la reducción del ROM del movimiento de la cadera (evaluado mediante goniometría) está asociada a la lesión del LCA (Bedi et al., 2016).

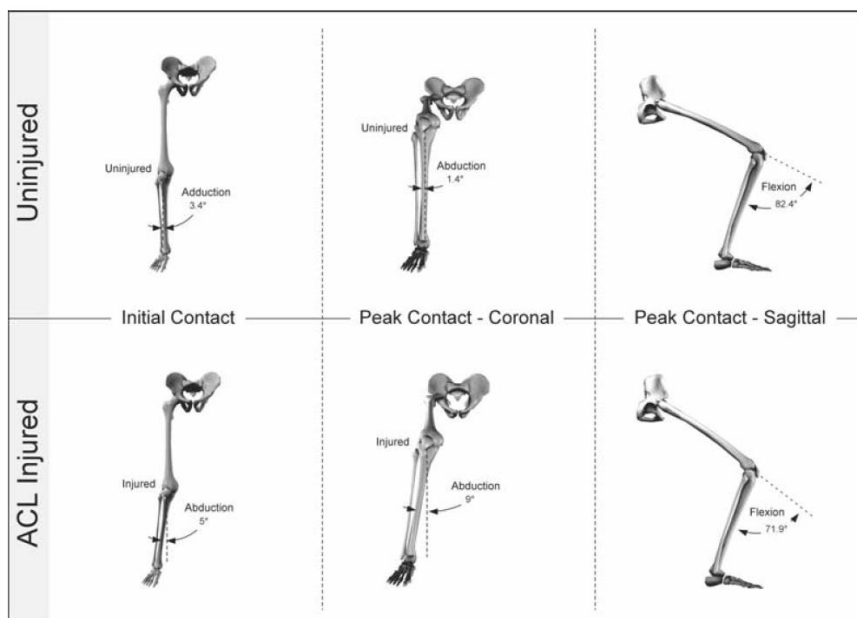
(i) Cinemática de la rodilla

La siguiente sección revisará cuatro estudios prospectivos que han investigado la cinemática 3D durante las pruebas de salto vertical en relación con el riesgo futuro de 1º y 2º lesión del LCA. Los resultados de estos cuatro estudios sugieren que tanto la cinemática del plano frontal como la del plano sagital desempeñan un papel importante

en la causalidad de las lesiones del LCA y, como tales, pueden ser objeto de programas de prevención de lesiones y rehabilitación.

Hewett et al. (2005) examinaron prospectivamente la cinemática y cinética tridimensional de las extremidades inferiores en 205 atletas femeninas (baloncesto y fútbol) durante una tarea de salto-aterrizaje. Estos autores descubrieron que durante una temporada 9 atletas sufrieron una lesión del LCA. Las que sufrieron una lesión del LCA tenían valores significativamente mayores del ángulo de abducción de la rodilla en el contacto inicial (8,4°) y del ángulo de abducción máximo (7,8°) en comparación con las que no sufrieron una lesión (Figura 4). Además, las medidas del valgo dinámico (es decir, el ángulo de abducción de la rodilla y el momento aductor interno de la rodilla) resultaron ser los predictores más significativos de la lesión del LCA (r^2 0,88).

Figura 4: El ángulo de abducción de la rodilla en el contacto inicial y en el pico fue significativamente mayor en las atletas que sufrieron una lesión del LCA durante la temporada en comparación con las atletas que no sufrieron una lesión del LCA.



Adaptado de "Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study", por T. E. Hewett et al. (2005). *The American journal of sports medicine*, 33(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>

Original	Traducción
Unijured	No lesionadas
ACL Injured	Lesión del LCA
Adduction	Aducción
Initial Contact	Contacto inicial
Injured	Lesionadas
Peak Contact – Coronal	Pico de Contacto - Coronal
Peal Contact – Sagittal	Pico de Contacto - Sagital
Flexion	Flexión

Paterno et al. (2010) examinaron prospectivamente la cinemática 3D y la cinética durante una prueba de salto de caída en 56 atletas con una historia previa de RLCA, con 13 atletas que posteriormente sufrieron una segunda lesión del LCA. Los atletas que posteriormente volvieron a romperse el LCA tenían un mayor movimiento en valgo de la rodilla durante el aterrizaje (16,2° frente a 12,1°), lo que apoya los hallazgos de Hewett et al. (2005). Los atletas con mayor movimiento de la rodilla en el plano frontal tuvieron tres veces más probabilidades (OR 3,5; IC del 95%: 1,9 a 9,9) de sufrir una segunda lesión del LCA (véase la figura siguiente). Estos autores también descubrieron que los atletas que sufrieron una segunda herida de LCA tenían significativamente menos momento de rotador externo de cadera (interno) y momento de extensor de rodilla (interno) durante el aterrizaje temprano en su miembro no implicado en comparación al miembro no implicado de atletas que no sufrieron una segunda lesión de LCA. Además, el grupo de la segunda lesión demostró una asimetría 4,1 veces mayor en el momento extensor interno de la rodilla en comparación con los que no sufrieron una segunda lesión.

Figura 5: Ejemplo de predictores de una segunda lesión del LCA en un paciente con antecedentes de lesión y reconstrucción del LCA derecho



Adaptado de "Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport", de M. V. Paterno et al. (2010). *The American journal of sports medicine*, 38(10), 1968–1978. <https://doi.org/10.1177/0363546510376053>

Peal frontal plane knee valgus	Valgo de rodilla en el plano frontal
--------------------------------	--------------------------------------

Krosshaug et al. (2016) examinaron prospectivamente la cinemática 3D y la cinética en 710 atletas femeninas durante el salto de caída, con 42 que sufrieron una lesión del LCA sin contacto (incluyendo 12 en atletas con una lesión anterior del LCA). Estos autores descubrieron que en aquellas atletas con antecedentes de RLCA, un mayor



desplazamiento medial de la rodilla durante la fase de contacto aumentó el riesgo de lesión en aproximadamente un 40% por 1-SD (1,2 cm) de aumento en el movimiento medial de la rodilla (Figura 6).

Figura 6: Desplazamiento medial de la rodilla



Adaptado de "The Vertical Drop Jump Is a Poor Screening Test for ACL Injuries in Female Elite Soccer and Handball Players: A Prospective Cohort Study of 710 Athletes", by T. Krosshaug et al. (2016). *The American journal of sports medicine*, 44(4), 874–883. <https://doi.org/10.1177/0363546515625048>

Leppanen et al. (2017) examinaron de forma prospectiva la cinemática y cinética tridimensional en 171 jugadoras de baloncesto durante el salto de caída, y registraron 15 lesiones del LCA sin contacto durante un periodo de 3 años. Estos autores descubrieron que las atletas que aterrizaron con un ángulo máximo de flexión de rodilla disminuido y un GRF vertical aumentado tenían un mayor riesgo de sufrir una lesión del LCA. Un mayor ángulo máximo de flexión de la rodilla disminuyó el riesgo de lesión del LCA (cociente de riesgo de 0,55 por cada aumento de 10° en la flexión de la rodilla, $p = 0,010$).

Estos resultados apoyan la teoría actual de que los aterrizajes "más rígidos" pueden provocar una carga excesiva en la rodilla y el LCA. Es importante señalar aquí que, aunque un pequeño estudio piloto de Hewett et al. (2005) informó una alta especificidad (0,73) y sensibilidad (0,78) utilizando ángulos o momentos de valgo dinámicos, estos hallazgos no se han replicado en cohortes posteriores mucho más grandes (Krosshaug et al., 2016; Leppänen et al., 2017). En general, al interpretar los resultados de estos estudios

prospectivos, el lector debe tener en cuenta el bajo número de muestras con lesión del LCA.

(ii) Cinemática de la cadera

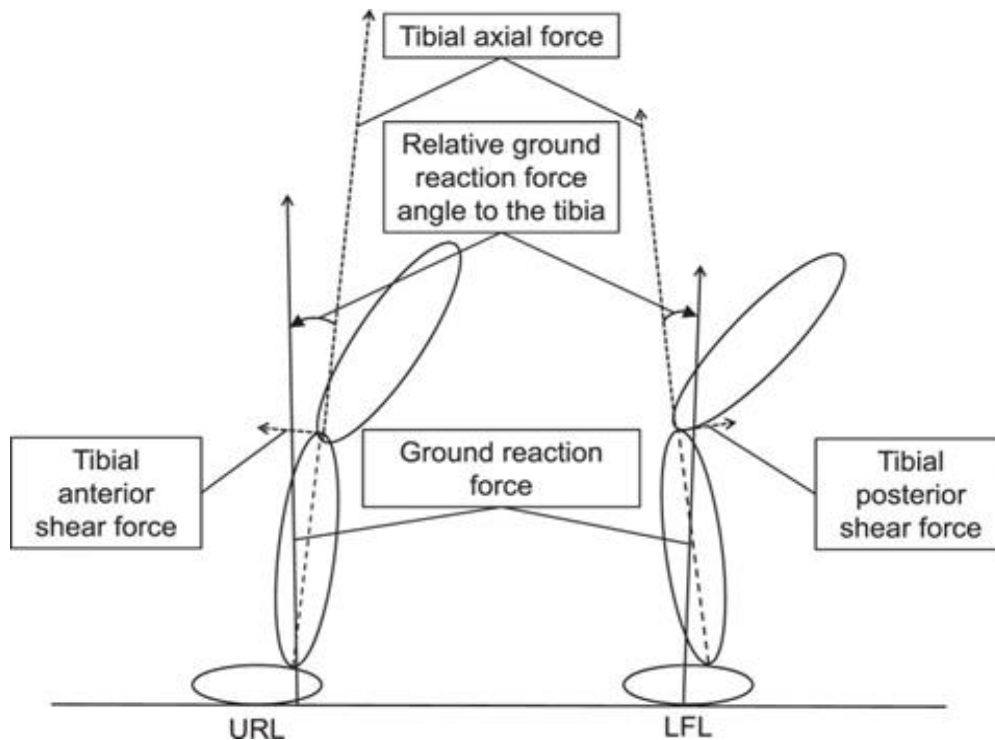
Se ha sugerido que la restricción de la amplitud de movimiento de la cadera está asociada con la lesión del LCA debido a la alteración de la cinemática distal en la cadena cinética.

En consonancia, Bedi et al. (2016) examinaron la amplitud de movimiento de la cadera en 324 atletas de fútbol, 34 de los cuales se habían sometido a una RLCA previa, y descubrieron que la reducción de la flexión de la cadera y la movilidad de rotación interna se asoció con un mayor riesgo de lesión del LCA en la extremidad ipsilateral o contralateral (OR = 0,95, $p < 0,001$ y $p < 0,001$, respectivamente). Estos autores también utilizaron modelos biomecánicos in silico para examinar un aterrizaje de pivote simulado (que somete a la rodilla a un par de torsión tibial interno impulsivo) y descubrieron que, con una mayor restricción de la movilidad de rotación interna de la cadera, se producía una mayor tensión máxima en el LCA. Estos hallazgos pueden ser de particular relevancia en atletas que participan en deportes que implican acciones repetitivas de cambio de dirección y pivote, ya que se requiere una buena movilidad de rotación de la cadera durante la realización de estas acciones. Como tal, la detección de los rangos de rotación de la cadera puede ser útil en los exámenes de prevención de lesiones y también puede proporcionar información importante al evaluar la función de los atletas a medida que regresan de un RLCA.

(iii) Cinemática del tronco

El tronco es el segmento más pesado del cuerpo y la alteración de la cinemática puede cambiar significativamente las fuerzas en las extremidades inferiores, lo que conduce a una carga excesiva y tensión en el LCA (Alentorn-Geli et al., 2009). En una investigación prospectiva Zazulak et al. (2007) investigaron el desplazamiento del tronco en 277 atletas (140 mujeres) con 6 atletas que sufrieron una lesión del LCA. Estos autores informaron que los predictores más fuertes de lesión del LCA en hombres y mujeres fueron la reducción del control del tronco en el plano frontal (OR = 2,32, $p = 0,020$) y la reducción de la flexión del tronco (OR = 1,62, $p = 0,020$). Estos resultados apoyan la teoría de que aterrizar con el tronco relativamente extendido y/o con el tronco flexionado lateralmente puede aumentar el riesgo de lesión del LCA. Mantener el tronco erguido aumentará la extensión de la cadera y la rodilla en el plano sagital. Una posición de aterrizaje más extendida en el plano sagital puede aumentar la magnitud de la fuerza de reacción vertical máxima del suelo (GRF), disminuir el tiempo hasta la GRF vertical máxima y dar lugar a un vector GRF más inclinado hacia delante en relación con la tibia en comparación con los aterrizajes con mayor inclinación del tronco hacia delante (Shimokochi et al., 2016).

Figura 7: JAT



Diferencias en las direcciones de la reacción del suelo y las fuerzas tibiofemorales en relación con la tibia entre el aterrizaje de pie plano con el cuerpo erguido (URL) y el aterrizaje en los dedos de los pies con el cuerpo inclinado hacia adelante (LFL). Adaptado de "Changing Sagittal-Plane Landing Styles to Modulate Impact and Tibiofemoral Force Magnitude and Directions Relative to the Tibia", por Y. Shimokochi et al. (2016). *Journal of athletic training*, 51(9), 669–681. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.10.15>

Original	Traducción
Tibial axial force	Fuerza axial tibial
Relative ground reaction force angle to the tibia	Ángulo relativo de la fuerza de reacción del suelo con respecto a la tibia
Ground reaction force	Fuerza de reacción al suelo
Tibial anterior shear force	Fuerza transversal anterior de la tibia
Tibial posterior shear force	Fuerza transversal posterior de la tibia

Técnica de aterrizaje

El Sistema de Puntuación de Errores de Aterrizaje (LESS) es una herramienta de cribado para identificar errores en la técnica de aterrizaje. El módulo 3.1 del curso (Fundamentos del análisis biomecánico) ofrece una breve descripción general del LESS. El LESS podría predecir lesiones del LCA e identificar factores de riesgo. Pauda et al. (2015) examinaron prospectivamente una cohorte de 829 jugadores de fútbol juveniles (481 mujeres) durante una temporada de fútbol en la que 7 atletas sufrieron una lesión del LCA. Los atletas lesionados tenían puntuaciones LESS significativamente más altas en comparación con los atletas no lesionados (LCA lesionado: 6.24 ± 1.75 frente a no lesionado: 4.43 ± 1.71 , $p =$

0.005). Estos autores informaron que los atletas juveniles de élite con una puntuación LESS de 5 o más corrían un mayor riesgo (1,2% de diferencia de riesgo) de sufrir una lesión del LCA que aquellos con una puntuación LESS inferior a 5. Utilizando el punto de corte de 5,00, las propiedades de análisis de la prueba obtuvieron un valor de sensibilidad del 86% (IC del 95% = 42 a 99%) y un valor de especificidad del 64% (IC del 95% = 62 a 67%).

Cinemática de aterrizaje pos-LCA

En la siguiente sección se analiza la cinemática alterada de la extremidad inferior observada tras la reconstrucción del LCA (RLCA). En los sujetos RLCA, se ha demostrado una cinemática alterada en el tronco, la cadera, la rodilla y el tobillo en comparación tanto con la extremidad contralateral como con los grupos de control sanos (Kotsifaki et al., 2019). Los sujetos RLCA muestran una estrategia de aterrizaje 'más rígida' en la extremidad reconstruida en comparación con la extremidad contralateral y también en comparación con los grupos de control sanos. La cinemática que refleja una estrategia de aterrizaje 'más rígida' se puede encontrar en la cinemática de la rodilla y el tobillo en los planos frontal y sagital y en la cinemática de la rodilla en el plano transversal (Kotsifaki et al., 2019). En una revisión sistemática y un meta análisis de la biomecánica de aterrizaje en RLCA en comparación con grupos de control sanos y/o entre extremidades RLCA y no RLCA en individuos con RLCA anterior hubo pruebas sólidas de la siguiente diferencia cinemática;

(a) En el plano sagital,

(i) la extremidad RLCA aterrizó con una flexión de rodilla máxima y un ROM de flexión de rodilla significativamente menor en comparación con la extremidad contralateral, y en comparación con los grupos de control sanos

(i) Pico de dorsiflexión del tobillo inferior en la extremidad reconstruida en comparación con la contralateral.

En el plano frontal,

(i) Pico de abducción de rodilla y ROM de abducción de rodilla inferiores en el RLCA en comparación con la extremidad contralateral.

(ii) Menor ángulo de aducción de la rodilla en el contacto inicial de aterrizaje en la extremidad RLCA en comparación con los grupos de control sanos.

En el plano transversal,

(i) (i) menor ángulo máximo de rotación interna de la rodilla en la extremidad RLCA en comparación tanto con la extremidad contralateral como con los grupos de control sanos.

Se ha sugerido que las estrategias de aterrizaje "más rígidas" pueden ejercer una mayor tensión sobre el LCA y predisponer a los atletas a una nueva lesión. Aterrizaje en una posición más extendida, con menos flexión de cadera y rodilla, puede aumentar significativamente la fuerza máxima transversal tibiofemoral anterior (Tsai et al., 2017).

Esto ejerce grandes fuerzas sobre el LCA, que es la principal restricción para la traslación anterior de la tibia con respecto al fémur. Se cree que la mayor fuerza transversal anterior se produce como consecuencia de los mayores momentos extensores de la rodilla que se producen durante un aterrizaje más rígido. Además, también se informa una mayor fuerza de compresión tibiofemoral y mayores fuerzas verticales de reacción del suelo durante posiciones de aterrizaje más extendidas que pueden implicar una mayor tensión en el LCA (Tsai et al., 2017). La estrategia de aterrizaje "más rígida" evidente en la cinemática de aterrizaje de los atletas después del RLCA no debe confundirse con las medidas de rigidez vertical o articular de todo el cuerpo y se define en otra parte de este curso.

Movimiento de cambio de dirección y lesión del LCA

Los movimientos de cambio de dirección (CoD) se han asociado con un mayor riesgo de lesión del LCA en deportes que implican pivotar y cortar debido al colapso valgo multiplanar de la rodilla que ocurre comúnmente durante tales movimientos y aumenta la carga en el LCA (Krosshaug et al., 2007; Markolf et al., 1995, Kiapour et al., 2016). Los movimientos CoD implican un mayor número de factores de riesgo neuromusculares asociados con la lesión del LCA que las tareas de salto/aterrizaje (Kristianslund & Krosshaug, 2013) y, por lo tanto, deben examinarse con mayor frecuencia como parte de la detección de riesgos.

(i) Cinemática de la rodilla

Se ha demostrado que las tareas de CoD dan lugar a ángulos de flexión de rodilla más bajos en el contacto inicial y en el pico de apoyo en comparación con un aterrizaje desde un salto de caída (Cortes et al., 2011). Como se ha comentado anteriormente, se cree que la reducción del ángulo de flexión de la rodilla en el contacto inicial desempeña un papel importante en el mecanismo de lesión del LCA (Koga et al., 2010; Olsen et al., 2004; Walden et al., 2015). Además, en las tareas de CoD, se observan ángulos de valgo de rodilla significativamente mayores (en el contacto inicial y en los valores máximos) en comparación con un salto en caída, lo que puede aumentar significativamente la carga sobre el LCA e incrementar el riesgo de lesión (Hewett et al., 2005, Koga et al., 2010).

(ii) Cinemática del tronco

También se ha sugerido que la alteración de la cinemática del tronco en los planos transversal y frontal durante el corte aumenta el riesgo de lesión del LCA. Cuando los atletas están cortando, el aumento de la flexión lateral del tronco lejos de la dirección del corte puede conducir a un mayor momento aductor máximo de la rodilla durante la fase de aceptación del peso de las maniobras de corte anticipadas (Dempsey et al., 2007) y no anticipadas (Jamison et al., 2012; Mornieux et al., 2014). Además, en el plano transversal, una menor rotación del tronco en la dirección de desplazamiento prevista se ha asociado con un aumento de los momentos de rotación externa de la rodilla, un factor de riesgo reconocido del LCA (Jamison et al., 2012; Frank et al., 2013; Dempsey et al., 2007).



Cinemática de cambio de dirección posterior al LCA

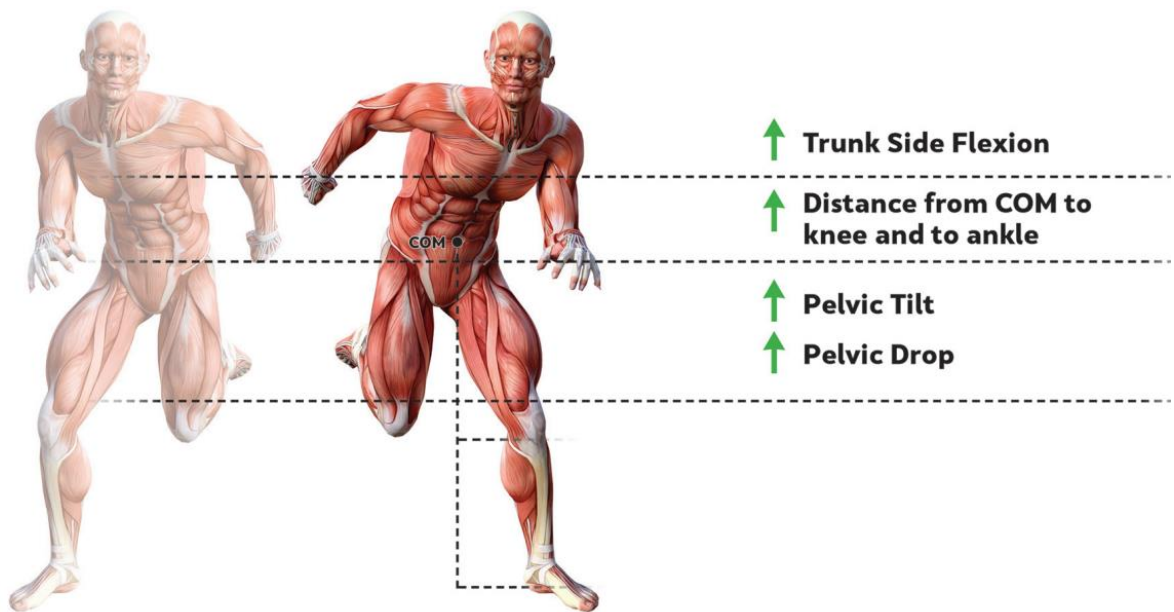
Los atletas que se han sometido previamente a una RCA presentan una serie de diferencias cinemáticas que pueden predisponer a una segunda lesión del LCA en comparación con los atletas no lesionados o cuando se compara la extremidad con RCA con la extremidad sin RCA. Estas diferencias cinemáticas se han demostrado >9 meses después de la reconstrucción, que es cuando generalmente se considera que los atletas pueden volver a jugar y, por lo tanto, deben tenerse en cuenta en las pruebas de reincorporación al deporte y en el proceso de toma de decisiones.

Comparando atletas lesionados y no lesionados, Stearns y Pollard et al. (2013) (2013) investigaron la cinemática del plano frontal de jugadoras de fútbol con un RLCA previo (>9 meses después) durante un corte lateral de 45°, con grupos de control no lesionados, y descubrieron ángulos de abducción de rodilla significativamente mayores (gran diferencia de tamaño del efecto) en el grupo LCA durante la fase de desaceleración del corte. Este hallazgo es coherente con el mecanismo propuesto de aumento de la carga sobre el LCA y, por lo tanto, puede predisponer a los atletas a un mayor riesgo de volver a lesionarse.

Además, también se ha identificado una mayor asimetría en los movimientos de corte en los atletas pos RLCA en comparación con los grupos de control no lesionados. Phelan et al. (2019) investigaron la magnitud de la asimetría en las variables cinemáticas entre RLCA (\approx 9 meses pos RLCA) y sujetos de control sanos durante movimientos de corte de 90° (planificados y no planificados) y descubrieron una mayor asimetría en el ángulo de flexión de la rodilla durante el corte no planificado en los sujetos RLCA. Estos autores sugieren que la gran simetría puede reflejar un restablecimiento incompleto de los patrones de movimiento normales a los 9 meses pos RLCA y puede aumentar el riesgo de nuevas lesiones si no se identifica y corrige/rehabilita.

Por último, King et al (2021) descubrieron una mayor asimetría cinemática de la flexión tronco-lateral, la distancia desde el centro de masa (COM) mayor asimetría de la flexión tronco-lateral, la distancia desde el centro de masa (COM) a la rodilla y el tobillo en el plano frontal, la inclinación de la pelvis y la caída de la pelvis durante un cambio de dirección no planificado en un grupo de atletas que se volvieron a lesionar el LCA reconstruido en comparación con los atletas sin una nueva lesión (antecedentes de RLCA) (Figura 8).

Figura 8: Variables biomecánicas con mayor asimetría durante el cambio de dirección imprevisto en el grupo con reincidencia en comparación con el grupo sin reincidencia.



Adaptado de Can Biomechanical Testing After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Identify Athletes at Risk for Subsequent ACL Injury to the Contralateral Uninjured Limb? King, E., Richter, C., Daniels, K., Franklyn-Miller, A., Falvey, E., Myer, G. D., Jackson, M., Moran, R., & Strike, S. (2021). The American journal of sports medicine, 49(3), 609–619. <https://doi.org/10.1177/0363546520985283>

Original	Traducción
Trunk side flexion	Flexión lateral del tronco
Distance from COM to knee and to ankle	Distancia del COM a la rodilla y al tobillo
Pelvic Tilt	Inclinación pélvica
Pelvic Drop	Caída pélvica

La cinemática alterada de la extremidad inferior también se ha informado durante las tareas de CoD cuando se compara la extremidad RLCA con la extremidad no lesionada. O'Malley et al. (2018) examinaron atletas pos RLCA (≈ 9 meses pos RLCA), durante cortes planificados y no planificados (maniobra de corte de 90°) y descubrieron una flexión de rodilla y rotación interna de rodilla significativamente reducidas durante la fase de apoyo del corte de tamaño de efecto moderado en la extremidad RLCA en comparación con la extremidad no lesionada.

Cambios cinemáticos de la marcha tras el LCA

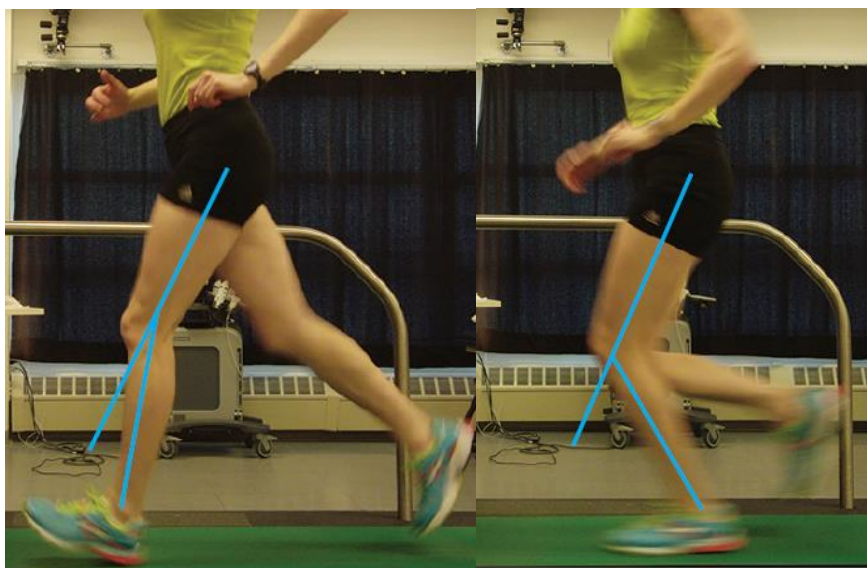
La vuelta a la fase de carrera de la rehabilitación representa un hito importante para los individuos después de un RLCA. Esto permite que comience la rehabilitación en el terreno de juego y acerca al atleta un paso más a su objetivo de reincorporarse al deporte. Esto puede suponer una gran fuente de motivación para el atleta durante el largo proceso de recuperación.

La vuelta a la carrera puede comenzar aproximadamente entre 6 y 12 semanas después de la cirugía (Adams et al., 2012). Antes de que los atletas comiencen la fase de vuelta a la carrera de su programa de rehabilitación, es imprescindible realizar una evaluación cinemática de la marcha e identificar y tratar cualquier patrón de movimiento alterado. Si los patrones de movimiento alterados no se abordan, los atletas pueden experimentar una mayor carga en la articulación de la rodilla, lo que aumenta el riesgo de OA de rodilla (Andriacchi & Mündermann., 2006). Se ha observado una cinemática de carrera alterada desde 3 meses hasta al menos 5 años después de RLCA (Pairot-de-Fontenay et al., 2019), lo que sugiere que el tiempo posterior a la cirugía no garantiza la restauración de los patrones normales de marcha en carrera.

Las disfunciones de la marcha en carrera que implican la cinemática de la rodilla en el plano sagital son comunes después de la RLCA (Pairot-de-Fontenay et al., 2019). Esto se ha atribuido a un cambio en los patrones de carga de la rodilla como consecuencia de la reducción de la capacidad de los músculos del cuádriceps (Sigward et al., 2016). Varios estudios han demostrado que durante la carrera los pacientes con RLCA tienen un ángulo de flexión de rodilla máximo significativamente menor (Pamukoff et al., 2018; Saxby et al., 2016; Noehran et al., 2014) y una excursión de flexión de rodilla significativamente menor desde el golpe del pie hasta la flexión de rodilla máxima (Saxby et al., 2016) en comparación con los grupos de control sanos. También se ha informado una reducción del ángulo de flexión de la rodilla y la excursión en individuos pos RLCA al comparar la RLCA y la extremidad contralateral (Bowersock et al. 2017; Pamukoff et al., 2018; Pratt & Sigward, 2017). Se ha sugerido que la mecánica alterada del plano sagital de la rodilla en atletas pos RLCA observada durante la carrera es el resultado de la recuperación incompleta de la función del cuádriceps, incluyendo el pico máximo de torsión y la tasa de desarrollo de torsión de 0 a 100 milisegundos (Pamukoff et al., 2018). La restauración de la función normal del cuádriceps parece ser crucial en la restauración de la marcha normal y los factores que requieren consideración incluyen tanto la capacidad de producción de fuerza máxima como otras cualidades de la fuerza que influyen en la tasa temprana de desarrollo de la fuerza, como la preactivación de las unidades motoras, el reclutamiento rápido de la unidad motora y la codificación de la tasa.

En la clínica se puede realizar un análisis fiable de la cinemática de la marcha en el plano sagital mediante un análisis de vídeo bidimensional (2-D) utilizando una cámara de alta velocidad (120 fotogramas/seg) (Pipkin et al., 2016). En concreto, se pueden analizar los ángulos máximos de flexión de la rodilla tanto en la posición de contacto inicial como en la posición intermedia del ciclo de la marcha (Figura 9).

Figura 9: Ángulo de flexión de la rodilla en el plano sagital: línea media del muslo en relación con la línea media de la pantorrilla.



(A) contacto inicial apropiado es aproximadamente 20° de flexión, (B) media distancia apropiada es aproximadamente 40° de flexión. Nótese las diferencias en el punto donde se encuentran las líneas, que representan la articulación de la rodilla. Este es un ejemplo perfecto de ruido/errores en la localización de las articulaciones en los estudios de análisis del movimiento. Adaptado de "Reliability of a Qualitative Video Analysis for Running", by A. Pipkin et al. (2016). *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 46(7), 556–561. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6280>

Además de la evaluación de la marcha, también es muy importante señalar que antes de que los atletas vuelvan a correr con seguridad, también se sugiere que alcancen una serie de hitos clínicos que incluyen: fuerza simétrica y adecuada de cuádriceps e isquiotibiales (medida con dinamometría isocinética) puntuaciones de cuádriceps superiores al 260-280% del peso corporal y asimetría inferior al 10-15%, fuerza reactiva adecuada y simétrica, y ausencia de hinchazón o dolor durante cualquier actividad.

Fatiga, RLCA y cinemática

Un gran porcentaje de las lesiones de fútbol sin contacto durante los partidos se producen hacia el final del primer o segundo tiempo (Hawkins et al., 2001). Se cree que este hallazgo está relacionado con el aumento de la fatiga durante esos periodos de juego. Se sabe que la fatiga debida al ejercicio afecta tanto a las vías centrales (Taylor y Gandevia, 2008) como a las periféricas (Boyas y Guevel, 2011), lo que puede provocar una reducción de la capacidad para generar potencia y fuerza (Gandevia, 2001). Tras sesiones repetidas de ejercicio de alta intensidad, la fatiga puede provocar grandes reducciones en la producción de fuerza (Taylor y Gandevia, 2008; Boyas y Guevel, 2011), lo que puede afectar negativamente a las estrategias de movimiento y aumentar potencialmente el riesgo de lesiones (Small et al., 2009).

Varios autores han investigado el efecto de la fatiga en la biomecánica del cambio de dirección y del aterrizaje (Cortes et al., 2012; Cortes et al., 2013; Khalid et al., 2015; Lucci et al., 2011; Quammen et al., 2012; Nawabi et al., 2014). Durante las tareas de cambio de dirección, se ha demostrado que la fatiga reduce el ángulo de flexión de cadera y rodilla

en el contacto inicial y los valores máximos (Nawabi et al., 2014; Lucci et al., 2011; Cortes et al., 2013; Khalid et al., 2015). Desacelerar con una sola pierna con la cadera y la rodilla más extendidas puede provocar un aumento de los GRF y del momento extensor de la rodilla (Myer et al., 2012; Blackburn & Pauda, 2008), lo que provoca una mayor traslación anterior de la tibia que carga directamente el LCA. Además, se ha demostrado que la fatiga neuromuscular altera significativamente la cinemática de las extremidades inferiores en los planos frontal y transversal (Borotikar et al., 2008). En concreto, Borotikar et al. (2008) demostraron que un aumento significativo de la rotación interna de la cadera en el contacto inicial, y en el pico de apoyo aumentó significativamente la abducción de la rodilla y los ángulos de rotación interna, tanto en el 50% y el 100% de los niveles de fatiga (Borotikar et al., 2008). Durante las tareas de aterrizaje, se ha demostrado que la fatiga aumenta significativamente los ángulos de abducción y rotación interna de la rodilla (McLean et al., 2007), y reduce significativamente los ángulos de flexión de la rodilla durante la fase de apoyo (O'Connor et al., 2015) y en el contacto inicial (Benjaminese et al., 2008). Estos hallazgos sugieren que la fatiga promueve alteraciones significativas en la cinemática de las extremidades inferiores que pueden aumentar la carga en la articulación de la rodilla y potencialmente aumentar la vulnerabilidad del LCA a las lesiones.

Rehabilitación

Esta sección se centrará en la cinemática del tronco y las extremidades inferiores, que son importantes para la rehabilitación, la prevención de lesiones y la recuperación del rendimiento tras una lesión del LCA.

El entrenamiento de los deportistas puede concebirse como un proceso continuo, en el que un extremo se centra en el cuidado y la rehabilitación tras la lesión y el otro en lograr una reincorporación segura al juego y, en última instancia, la recuperación del pleno rendimiento. Entre estos extremos del continuo de entrenamiento, existen varias corrientes de entrenamiento simultáneas que se centran en la prevención de lesiones y el rendimiento atlético y que pueden incluir: el aprendizaje de buenas técnicas de movimiento, el aumento de la capacidad de los tejidos y el desarrollo de la capacidad de recuperación (fuerza de los tejidos, patrones de movimiento, etc.). Resulta de especial relevancia para este módulo el aprendizaje de buenas técnicas de movimiento a través del entrenamiento.

La evaluación y optimización de la cinética del tronco y de las extremidades inferiores debe formar parte de una evaluación multifacética de la vuelta al juego (RTP) basada en criterios. Esta evaluación de RTP también debe incluir pruebas de ROM de la rodilla, la evaluación de la fuerza y simetría del cuádriceps y los isquiotibiales, la fuerza explosiva y reactiva y la simetría (consulte el módulo 2 para mayor detalles sobre la evaluación de la fuerza y la potencia), y evaluación de las técnicas de carrera, cambio de dirección y aterrizaje.

Un análisis cinemático detallado de los patrones de movimiento puede ayudar a determinar qué técnicas de movimiento deben tenerse en cuenta como parte de un programa de entrenamiento. La evaluación de los patrones de movimiento debe realizarse tanto en atletas no lesionados, para identificar técnicas de movimiento de alto riesgo, como en atletas después de una lesión del LCA, para ayudar a identificar técnicas



de movimiento aberrantes que puedan aumentar la carga sobre la rodilla e incrementar el riesgo de una segunda lesión del LCA. Los patrones de movimiento que deben evaluarse en relación con la lesión del LCA incluyen los que se han asociado con lesiones o los que se ha demostrado que cambian después de la lesión e incluyen cambio de dirección, aterrizaje y carrera.

Para evaluar los patrones de movimiento se pueden utilizar varios métodos diferentes, sobre los que se puede obtener más información en el módulo de biomecánica fundamental del curso.

El estado de la lesión de un atleta determinará el tipo de evaluación cinemática que se realice, por ejemplo, de 2 a 4 semanas de posoperatorio, con goniometría para medir el ROM de la rodilla, mientras que 4 meses de posoperatorio pueden incluir pruebas de técnica de salto/aterrizaje y marcha en carrera, y de 7 a 9/12 pueden incluir pruebas de técnica de corte de CoD. Es importante señalar aquí que las tareas de movimiento pueden desglosarse para evaluarlas antes en el proceso de rehabilitación. Por ejemplo, en lugar de esperar a que un atleta progrese a las etapas finales de la rehabilitación para evaluar la técnica de CoD, esto podría comenzar antes evaluando el control de la rodilla y el tronco durante una tarea simple de salto lateral con una sola pierna.

En la siguiente sección se revisará el entrenamiento desde la perspectiva de la prevención de lesiones y la rehabilitación posterior a la lesión.

Programas de prevención de lesiones

Los programas de prevención de lesiones se han diseñado para abordar los factores de riesgo cinemáticos modificables asociados con la lesión del LCA que incluyen; control multiplanar de la rodilla (Koga et al., 2010; Boden et al., 2000; Walden et al., 2015; Olsen et al., 2004; Quatman et al., 2010; Hewett et al., 2005), control de tronco en plano sagital y coronal (Zazulak et al., 2007), control de cadera en plano sagital y transversal (Boden et al., 2009; Koga et al., 2018) y control de tobillo en plano sagital (Boden et al., 2009; Koga et al., 2018).

El éxito de los programas de prevención de lesiones del LCA está influenciado por una serie de factores diferentes, entre ellos: los componentes del programa (Sugimoto et al., 2015), el cumplimiento del programa (Sugimoto et al., 2012), el género (Myer et al., 2013; Taylor et al., 2015; Grimm et al., 2015) y la edad (Webster et al., 2017). Un reciente meta-análisis de Sugimoto et al. (2015) resulta particularmente relevante para este módulo sobre cinemática. Se investigó la eficacia de los programas de prevención de lesiones en la lesión del LCA e incluyó 14 estudios prospectivos. Estos autores dividieron la rehabilitación en cuatro categorías principales; (1) equilibrio, (2) pliometría, (3) fuerza y (4) control proximal (cadera y tronco). Descubrieron que los nueve estudios que incluían ejercicios de control de la cadera y el tronco presentaban una reducción significativa de las lesiones del LCA sin contacto ($p=0,001$), mientras que los cinco estudios que no incluían ejercicios de control de la cadera y el tronco no afectaban a las tasas de incidencia de lesiones del LCA ($p=0,824$). Se obtuvieron resultados similares en los diez estudios que incluyeron ejercicios de fuerza frente a los cuatro estudios que no los incluyeron ($p=0,001$ frente a $p=0,953$). Estos hallazgos sugieren que los programas de



prevención de lesiones deben incluir tanto ejercicios de control como de fuerza para maximizar la eficacia y reducir las lesiones del LCA.

Los componentes de "control" de los programas de prevención de lesiones del LCA deben centrarse en el control cinemático multiplanar de la rodilla durante los movimientos de cambio de dirección y aterrizaje. La optimización de la cinemática de la rodilla durante la fase de contacto inicial del aterrizaje/desaceleración cuando la lesión del LCA es más probable (0 a 40 ms), puede: 1) aumentar el ángulo de flexión de la rodilla y la velocidad, y 2) minimizar el movimiento valgo excesivo. Además, el control del tobillo, la cadera y el tronco también debe ser un objetivo para asegurar una carga óptima a través de la rodilla y la absorción de la fuerza a lo largo de la cadena cinética de la extremidad inferior.

En el tobillo, los atletas pueden apuntar a aterrizar más sobre la bola del pie, en lugar de con los pies planos que se han asociado con lesiones del LCA (Koga et al. 2018; Boden et al., 2009). Esto puede ayudar a aumentar la activación de la musculatura de la pantorrilla y el rango de movimiento en el tobillo durante el aterrizaje después del contacto inicial. Se ha demostrado que este tipo de aterrizaje reduce la magnitud y la carga de la fuerza de reacción del suelo (Bressel & Cronin et al., 2013).

El aumento del ROM en el plano sagital puede utilizarse para evitar posturas estáticas de la cadera (es decir, menor flexión de la cadera en el aterrizaje) en el aterrizaje que se han asociado con lesiones del LCA (Koga et al., 2018; Boden et al., 2009). En el tronco, el aumento de la flexión hacia delante durante el aterrizaje puede ayudar a reducir la tensión a través del LCA y contribuir a una mayor flexión a través de los segmentos de cadera y rodilla desde el contacto inicial a través de la fase inicial de aterrizaje.

El cumplimiento de cualquier programa de prevención de lesiones es vital para su éxito. Sugimoto et al. (2012) descubrieron que los atletas en programas de prevención de lesiones del LCA con niveles de cumplimiento calificados como moderados (66 a 83%) o bajos (<33%) tenían un riesgo de lesionarse el LCA 3,1 o 4,9 veces mayor, respectivamente, que los participantes en los estudios con altos índices de cumplimiento (>66%). Para mejorar el cumplimiento y la eficacia de los programas de prevención de lesiones del LCA, debería considerarse la posibilidad de realizar talleres de entrenamiento antes de la temporada. Se ha demostrado en un RCT que son más eficaces que la enseñanza sin supervisión y la supervisión adicional en el campo en términos de cumplimiento y reducción del riesgo de lesiones en los equipos (Steffen et al., 2013). Los talleres específicos para la prevención de lesiones del LCA deben adaptarse para incluir información sobre las estrategias de movimiento mencionadas.

Se desconoce la dosificación exacta de los ejercicios aplicados en un programa de prevención de lesiones, pero en general se acepta que deben realizarse entre 20 y 30 minutos varias veces por semana. Esto puede integrarse fácilmente en el calentamiento de un equipo y debe iniciarse durante el periodo de pretemporada y continuarse durante toda la temporada.

Rehabilitación tras una lesión del LCA

Después de la RLCA, las estrategias de rehabilitación deben centrarse en los patrones de movimiento cinemático aberrantes que se han demostrado después de la lesión (por

ejemplo, aterrizajes más rígidos) y que también se han asociado con una mayor carga de la rodilla y un mayor riesgo de lesión del LCA (por ejemplo, valgo de rodilla durante el aterrizaje con una sola pierna) en individuos sanos. Estos patrones de movimiento se han descrito anteriormente en la sección "prevención de lesiones"; la cinemática del tronco y la parte inferior deben evaluarse en el contexto de la técnica de cambio de dirección y las técnicas de aterrizaje (Krosshaug et al., 2007; Koga et al., 2010; Walden et al., 2015). Además, debe tenerse en cuenta una aptitud aeróbica adecuada y, potencialmente, la resistencia muscular, para garantizar que los patrones de movimiento mejorados puedan realizarse/mantenerse en condiciones de fatiga. Por último, el entrenamiento debe reflejar cada vez más los entornos caóticos que se encuentran durante el rendimiento deportivo (es decir, pasar de cortes previstos a imprevistos, defender/presionar al adversario, introducir el contacto, introducir el balón, etc.) (Taberner et al., 2020).

La rehabilitación de los patrones de movimiento cinemáticos mejorados puede comenzar muy pronto en el proceso de rehabilitación, siempre que se respete el estado de cicatrización del injerto, la tolerancia/sensibilidad a la carga de la rodilla y cualquier dolor/inflamación de la rodilla que pueda estar presente y pueda progresar a lo largo del resto del programa de rehabilitación.

Rehabilitación y técnica de aterrizaje

Dado que una cinemática alterada durante el aterrizaje puede aumentar el riesgo de rotura del LCA y que éste se ha identificado en atletas tras una lesión del LCA, la práctica de una buena técnica de aterrizaje debería formar parte de los programas de rehabilitación. La cinemática alterada asociada con la lesión del LCA y el aterrizaje refleja patrones de aterrizaje "rígidos" con ROM de flexión de rodilla y flexión de rodilla máxima reducidos. Mantener la rodilla en una posición más extendida durante el contacto inicial al aterrizar puede aumentar la fuerza transversal tibial anterior y aumentar la carga a través de la rodilla. La rehabilitación debe centrarse en técnicas de aterrizaje "suaves" que impliquen el aumento de los ángulos de la cadera y la rodilla en el contacto inicial del pie para ayudar a reducir las fuerzas de impacto y la carga sobre la rodilla (Chappell et al., 2002; Devita y Skelly, 1992). Durante los aterrizajes con mayores ángulos de flexión de la rodilla, los músculos de las extremidades inferiores proporcionan una mayor capacidad de absorción de la fuerza, lo que puede reducir la magnitud de las fuerzas transferidas a la articulación tibiofemoral (Devita y Skelly, 1992). Además, las velocidades angulares de flexión de cadera y rodilla al aterrizar también son factores importantes para reducir las fuerzas de impacto. Yu et al (2006) descubrieron que durante una tarea de salto-aterrizaje, la flexión activa de cadera y rodilla (aumento de las velocidades angulares) en el contacto inicial durante el aterrizaje provocaba una reducción de las fuerzas de reacción vertical y posterior del suelo y de la fuerza máxima transversal anterior de la tibia. Aterrizar con una mayor flexión del tronco también es importante para reducir la fuerza transversal tibial anterior y el aumento de la carga en la rodilla (Shimokochi et al., 2016). Un mayor grado de flexión del tronco también puede ayudar a aumentar la flexión de la cadera y la rodilla en el plano sagital.

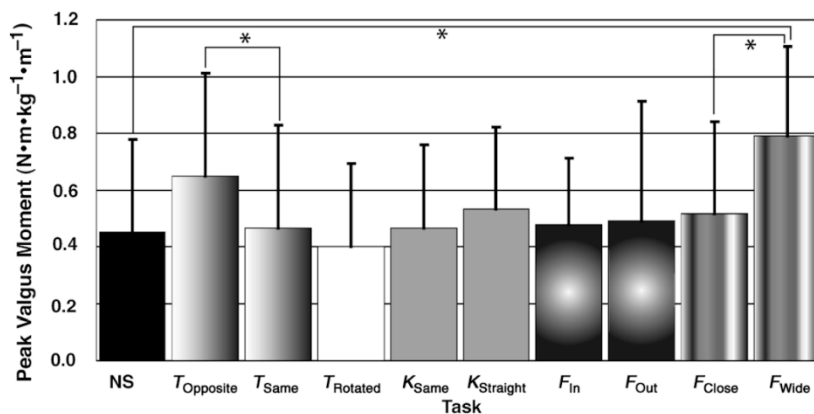
Rehabilitación y técnica de cambio de dirección

La cinemática alterada durante los movimientos de CoD se ha identificado como el mecanismo de lesión del LCA y también en atletas pos RLCA y, por lo tanto, la práctica de



una buena técnica de CoD debe constituir una parte esencial de los programas de rehabilitación. Dempsey et al., (2009) investigaron los cambios biomecánicos en 12 atletas de deportes de campo (no de élite) tras un programa de entrenamiento de modificación de la técnica de 6 semanas dirigido a la técnica de corte con paso lateral. Tras el programa de intervención, los atletas demostraron una mejora en la técnica de corte que redujo la carga en la rodilla. En concreto, los atletas mostraron una disminución significativa de la flexión lateral del tronco y una reducción significativa de la distancia de colocación del pie desde la pelvis en el contacto inicial (Figura 10), lo que posteriormente condujo a una reducción del 36% en el momento valgo máximo de la rodilla durante la fase de aceptación del peso del corte (Dempsey et al., 2009).

Figura 10: Efecto de los cambios cinemáticos en la posición del cuerpo sobre los momentos valgo de la rodilla con programa posterior a la intervención



Adaptado de "Changing sidestep cutting technique reduces knee valgus loading", por A. R. Dempsey et al. (2009). *The American journal of sports medicine*, 37(11), 2194–2200. <https://doi.org/10.1177/0363546509334373>

Original	Traducción
Peak Valgus Moment (N.m.kg ⁻¹ .m ⁻¹)	Momento valgo máximo (N.m.kg ⁻¹ .m ⁻¹)
Opposite	Opuesto
Same	Mismo
Rotated	Girado
Straight	Recto
In	Dentro
Out	Fuera
	Cerrado

Close	Ancho
Wide	Tarea
Task	

Además, DiStefano et al.

(2011) llevaron a cabo un RCT para investigar los cambios biomecánicos de las extremidades inferiores durante el corte en jugadores de fútbol juveniles (edad media de 10 ± 1 año) tras un programa pediátrico específico de prevención de lesiones del LCA. Los autores descubrieron que el programa de prevención de lesiones modificó significativamente los ángulos del plano transversal de la rodilla durante la tarea de corte. Específicamente, el grupo hizo inicialmente contacto con el suelo con menos rotación externa de la rodilla después del programa. Se ha demostrado que la rotación externa excesiva con la rodilla en una posición relativamente extendida aumenta significativamente la carga sobre el LCA (Mandelbaum et al., 2005; McLean et al., 2004) y, por lo tanto, la cinemática modificada mostrada después de la intervención puede ayudar a reducir las posturas de riesgo de lesión del LCA.

Los resultados de estos estudios subrayan la importancia de entrenar buenos patrones cinemáticos durante los movimientos de CoD en atletas pos RLCA. Debe prestarse especial atención a la posición del tronco y la rodilla durante la práctica de la técnica de CoD. Se puede indicar a los deportistas que coloquen el tronco en la dirección deseada y eviten cualquier inclinación o balanceo ipsilateral del tronco en dirección contraria a la deseada.

Resumen

Se han identificado alteraciones en la cinemática de las extremidades inferiores y del tronco que se asocian con: 1) mecanismo de lesión del LCA sin contacto, 2) mayor riesgo de rotura del LCA y 3) patrones de movimiento mal adaptados tras la RLCA en comparación con la extremidad no lesionada y las extremidades de control sanas. Estas alteraciones cinemáticas se han identificado en tres planos de movimiento y afectan a la articulación tibiofemoral y también a segmentos corporales proximales y distales a esta articulación. Los programas de entrenamiento y/o rehabilitación deben consistir en secuencias de ejercicios dirigidos a la optimización de los patrones de movimiento en el tronco, la cadera, la rodilla y el tobillo. El entrenamiento de los patrones de movimiento debe individualizarse en función de los análisis de movimiento de cada deportista. Además, el entrenamiento debe realizarse en el contexto de acciones de alto riesgo de lesión del LCA (por ejemplo, CoD, aterrizaje). En concreto, durante las acciones de aterrizaje y CoD, los atletas deben entrenarse para aumentar el ángulo de flexión de la rodilla y reducir el valgo de la rodilla en el contacto inicial y durante la fase de carga temprana, lo que puede ayudar a reducir el riesgo de lesión del LCA. Los programas de entrenamiento deben progresar para integrar la naturaleza más caótica de los eventos deportivos (por ejemplo, la inclusión de jugadores rivales y el balón) y el aumento de los niveles de fatiga.

Referencias

- Adams, D., Logerstedt, D. S., Hunter-Giordano, A., Axe, M. J., & Snyder-Mackler, L.** (2012). Current concepts for anterior cruciate ligament reconstruction: a criterion-based rehabilitation progression. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 42(7), 601–614. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3871>
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R.** (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 17(7), 705–729. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0813-1>
- Andriacchi, T. P., & Mündermann, A.** (2006). The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. *Current opinion in rheumatology*, 18(5), 514–518. <https://doi.org/10.1097/01.bor.0000240365.16842.4e>
- Arendt, E., & Dick, R.** (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *The American journal of sports medicine*, 23(6), 694–701. <https://doi.org/10.1177/036354659502300611>
- Bedi, A., Musahl, V., & Cowan, J. B.** (2016). Management of Posterior Cruciate Ligament Injuries: An Evidence-Based Review. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 24(5), 277–289. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-14-00326>
- Blackburn, J. T., & Padua, D. A.** (2008). Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(3), 313–319. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.10.003>
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E.** (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573–578.
- Boden, B. P., Torg, J. S., Knowles, S. B., & Hewett, T. E.** (2009). Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *The American journal of sports medicine*, 37(2), 252–259. <https://doi.org/10.1177/0363546508328107>
- Borotikar, B. S., Newcomer, R., Koppes, R., & McLean, S. G.** (2008). Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(1), 81–92. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.008>
- Boyas, S., & Guével, A.** (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 54(2), 88–108. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2011.01.001>
- Bowersock, C. D., Willy, R. W., DeVita, P., & Willson, J. D.** (2017). Reduced step length reduces knee joint contact forces during running following anterior cruciate ligament reconstruction but does not alter inter-limb asymmetry. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 43, 79–85. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.02.004>
- Bressel, E. & Cronin, J.** (2005). The Landing Phase of a Jump Strategies to Minimize Injuries. *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, 76(2), 30-35. <http://dx.doi.org/10.1080/07303084.2005.10607332>



- Chappell, J. D., Yu, B., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E.** (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *The American journal of sports medicine*, *30*(2), 261–267. <https://doi.org/10.1177/03635465020300021901>
- Cochrane, J. L., Lloyd, D. G., Buttfield, A., Seward, H., & McGivern, J.** (2007). Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football. *Journal of science and medicine in sport*, *10*(2), 96–104. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.05.015>
- Cortes, N., Greska, E., Kollock, R., Ambegaonkar, J., & Onate, J. A.** (2013). Changes in lower extremity biomechanics due to a short-term fatigue protocol. *Journal of athletic training*, *48*(3), 306–313. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.2.03>
- Cortes, N., Onate, J., & Van Lunen, B.** (2011). Pivot task increases knee frontal plane loading compared with sidestep and drop-jump. *Journal of sports sciences*, *29*(1), 83–92. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.523087>
- Cortes, N., Quammen, D., Lucci, S., Greska, E., & Onate, J.** (2012). A functional agility short-term fatigue protocol changes lower extremity mechanics. *Journal of sports sciences*, *30*(8), 797–805. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.671528>
- Dempsey, A. R., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., Steele, J. R., Munro, B. J., & Russo, K. A.** (2007). The effect of technique change on knee loads during sidestep cutting. *Medicine and science in sports and exercise*, *39*(10), 1765–1773. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31812f56d1>
- Dempsey, A. R., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., Steele, J. R., & Munro, B. J.** (2009). Changing sidestep cutting technique reduces knee valgus loading. *The American journal of sports medicine*, *37*(11), 2194–2200. <https://doi.org/10.1177/0363546509334373>
- 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.
- DiStefano, L. J., Blackburn, J. T., Marshall, S. W., Guskiewicz, K. M., Garrett, W. E., & Padua, D. A.** (2011). Effects of an age-specific anterior cruciate ligament injury prevention program on lower extremity biomechanics in children. *The American journal of sports medicine*, *39*(5), 949–957. <https://doi.org/10.1177/0363546510392015>
- Dodson, C. C., Secrist, E. S., Bhat, S. B., Woods, D. P., & Deluca, P. F.** (2016). Anterior Cruciate Ligament Injuries in National Football League Athletes From 2010 to 2013: A Descriptive Epidemiology Study. *Orthopaedic Journal of Sport Medicine*, *4*(3), 1–5. <https://doi.org/10.1177/2325967116631949>
- 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>
- Frank, B., Bell, D. R., Norcross, M. F., Blackburn, J. T., Goerger, B. M., & Padua, D. A.** (2013). Trunk and hip biomechanics influence anterior cruciate loading mechanisms in physically active participants. *The American journal of sports medicine*, *41*(11), 2676–2683. <https://doi.org/10.1177/0363546513496625>
- Gandevia S. C.** (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*, *81*(4), 1725–1789. <https://doi.org/10.1152/physrev.2001.81.4.1725>



- Gornitzky, A. L., Lott, A., Yellin, J. L., Fabricant, P. D., Lawrence, J. T., & Ganley, T. J.** (2016). Sport-Specific Yearly Risk and Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears in High School Athletes: A Systematic Review and Meta-analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, *44*(10), 2716–2723. <https://doi.org/10.1177/0363546515617742>
- Grimm, N. L., Jacobs, J. C., Jr, Kim, J., Denney, B. S., & Shea, K. G.** (2015). Anterior Cruciate Ligament and Knee Injury Prevention Programs for Soccer Players: A Systematic Review and Meta-analysis. *The American journal of sports medicine*, *43*(8), 2049–2056. <https://doi.org/10.1177/0363546514556737>
- Hawkins, R. D., Hulse, M. A., Wilkinson, C., Hodson, A., & Gibson, M.** (2001). The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. *British journal of sports medicine*, *35*(1), 43–47. <https://doi.org/10.1136/bjism.35.1.43>
- Hewett, T. E., Ford, K. R., Hoogenboom, B. J., & Myer, G. D.** (2010). Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *North American journal of sports physical therapy : NAJSPT*, *5*(4), 234–251.
- 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>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Paterno, M. V., & Quatman, C. E.** (2016). Mechanisms, prediction, and prevention of ACL injuries: Cut risk with three sharpened and validated tools. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, *34*(11), 1843–1855. <https://doi.org/10.1002/jor.23414>
- Hewett, T. E., Torg, J. S., & Boden, B. P.** (2009). Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *British journal of sports medicine*, *43*(6), 417–422. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.059162>
- Holm, I., Oiestad, B. E., Risberg, M. A., & Aune, A. K.** (2010). No difference in knee function or prevalence of osteoarthritis after reconstruction of the anterior cruciate ligament with 4-strand hamstring autograft versus patellar tendon-bone autograft: a randomized study with 10-year follow-up. *The American journal of sports medicine*, *38*(3), 448–454. <https://doi.org/10.1177/0363546509350301>
- Jamison, S. T., Pan, X., & Chaudhari, A. M.** (2012). Knee moments during run-to-cut maneuvers are associated with lateral trunk positioning. *Journal of biomechanics*, *45*(11), 1881–1885. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.05.031>
- Khalid, A. J., Harris, S. I., Michael, L., Joseph, H., & Qu, X.** (2015). Effects of neuromuscular fatigue on perceptual-cognitive skills between genders in the contribution to the knee joint loading during side-stepping tasks. *Journal of sports sciences*, *33*(13), 1322–1331. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.990485>
- Kiapour, A. M., Demetropoulos, C. K., Kiapour, A., Quatman, C. E., Wordeman, S. C., Goel, V. K., & Hewett, T. E.** (2016). Strain Response of the Anterior Cruciate Ligament to Uniplanar and



Multiplanar Loads During Simulated Landings: Implications for Injury Mechanism. *The American journal of sports medicine*, 44(8), 2087–2096. <https://doi.org/10.1177/0363546516640499>

King, E., Richter, C., Daniels, K., Franklyn-Miller, A., Falvey, E., Myer, G. D., Jackson, M., Moran, R., & Strike, S. (2021). Can Biomechanical Testing After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Identify Athletes at Risk for Subsequent ACL Injury to the Contralateral Uninjured Limb?. *The American journal of sports medicine*, 49(3), 609–619. <https://doi.org/10.1177/0363546520985283>

Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2018). Hip and Ankle Kinematics in Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury Situations: Video Analysis Using Model-Based Image Matching. *The American journal of sports medicine*, 46(2), 333–340. <https://doi.org/10.1177/0363546517732750>

Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2010). Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *The American journal of sports medicine*, 38(11), 2218–2225. <https://doi.org/10.1177/0363546510373570>

Kotsifaki, A., Korakakis, V., Whiteley, R., Rossom, S. V. & Jonkers, I. (2020). Measuring only hop distance during single leg hop testing is insufficient to detect deficits in knee function after ACL reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 54, 139–153. <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2018-099918>

Kristianslund, E., & Krosshaug, T. (2013). Comparison of drop jumps and sport-specific sidestep cutting: implications for anterior cruciate ligament injury risk screening. *The American journal of sports medicine*, 41(3), 684–688. <https://doi.org/10.1177/0363546512472043>

Krosshaug, T., Slauterbeck, J. R., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2007). Biomechanical analysis of anterior cruciate ligament injury mechanisms: three-dimensional motion reconstruction from video sequences. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 17(5), 508–519. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00558.x>

Krosshaug, T., Steffen, K., Kristianslund, E., Nilstad, A., Mok, K. M., Myklebust, G., Andersen, T. E., Holme, I., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2016). The Vertical Drop Jump Is a Poor Screening Test for ACL Injuries in Female Elite Soccer and Handball Players: A Prospective Cohort Study of 710 Athletes. *The American journal of sports medicine*, 44(4), 874–883. <https://doi.org/10.1177/0363546515625048>

Leppänen, M., Pasanen, K., Krosshaug, T., Kannus, P., Vasankari, T., Kujala, U. M., Bahr, R., Perttunen, J., & Parkkari, J. (2017). Sagittal Plane Hip, Knee, and Ankle Biomechanics and the Risk of Anterior Cruciate Ligament Injury: A Prospective Study. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 5(12), 2325967117745487. <https://doi.org/10.1177/2325967117745487>

Levine, J.W. & Kiapour, Ata & Quatman, Carmen. (2013). Clinically relevant injury patterns after an anterior cruciate ligament injury provide insight into injury mechanisms. *Am J Sports Med.* 41. 385-395.

Lucci, S., Cortes, N., Van Lunen, B., Ringleb, S., & Onate, J. (2011). Knee and hip sagittal and transverse plane changes after two fatigue protocols. *Journal of science and medicine in sport*, 14(5), 453–459. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.05.001>



Madigan, M. L., & Pidcoe, P. E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13(5), 491–498. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(03\)00037-3](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(03)00037-3)

Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J., Watanabe, D. S., Knarr, J. F., Thomas, S. D., Griffin, L. Y., Kirkendall, D. T., & Garrett, W., Jr (2005). Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. *The American journal of sports medicine*, 33(7), 1003–1010. <https://doi.org/10.1177/0363546504272261>

Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., & Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 13(6), 930–935. <https://doi.org/10.1002/jor.1100130618>

McIntosh, A. S. (2005). Risk compensation, motivation, injuries, and biomechanics in competitive sport. *British journal of sports medicine*, 39(1), 2–3. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2004.016188>

McLean, S. G., Huang, X., Su, A., & Van Den Bogert, A. J. (2004). Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(8), 828–838. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.06.006>

Mornieux, G., Gehring, D., Fürst, P., & Gollhofer, A. (2014). Anticipatory postural adjustments during cutting manoeuvres in football and their consequences for knee injury risk. *Journal of sports sciences*, 32(13), 1255–1262. <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.876508>

Meyer, E. G., & Haut, R. C. (2008). Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. *Journal of biomechanics*, 41(16), 3377–3383. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.09.023>

Myer, G. D., Sugimoto, D., Thomas, S., & Hewett, T. E. (2013). The influence of age on the effectiveness of neuromuscular training to reduce anterior cruciate ligament injury in female athletes: a meta-analysis. *The American journal of sports medicine*, 41(1), 203–215. <https://doi.org/10.1177/0363546512460637>

Nasseri, A., Khataee, H., Bryant, A. L., Lloyd, D. G., & Saxby, D. J. (2020). Modelling the loading mechanics of anterior cruciate ligament. *Computer methods and programs in biomedicine*, 184, 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.105098>

Nawabi, D. H., Jones, K. J., Lurie, B., Potter, H. G., Green, D. W., & Cordasco, F. A. (2014). All-inside, physeal-sparing anterior cruciate ligament reconstruction does not significantly compromise the physis in skeletally immature athletes: a postoperative physeal magnetic resonance imaging analysis. *The American journal of sports medicine*, 42(12), 2933–2940. <https://doi.org/10.1177/0363546514552994>

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>

Noehren, B., Schmitz, A., Hempel, R., Westlake, C., & Black, W. (2014). Assessment of strength, flexibility, and running mechanics in men with iliotibial band syndrome. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 44(3), 217–222. <https://doi.org/10.2519/jospt.2014.4991>



O'Connor, K. M., Johnson, C., & Benson, L. C. (2015). The Effect of Isolated Hamstrings Fatigue on Landing and Cutting Mechanics. *Journal of applied biomechanics*, *31*(4), 211–220. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0098>

O'Connor, R. F., King, E., Richter, C., Webster, K. E., & Falvey, É. C. (2020). No Relationship Between Strength and Power Scores and Anterior Cruciate Ligament Return to Sport After Injury Scale 9 Months After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American journal of sports medicine*, *48*(1), 78–84. <https://doi.org/10.1177/0363546519887952>

Øiestad, B. E., Juhl, C. B., Eitzen, I., & Thorlund, J. B. (2015). Knee extensor muscle weakness is a risk factor for development of knee osteoarthritis. A systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and cartilage*, *23*(2), 171–177. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2014.10.008>

Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *The American journal of sports medicine*, *32*(4), 1002–1012. <https://doi.org/10.1177/0363546503261724>

O'Malley, E., Richter, C., King, E., Strike, S., Moran, K., Franklyn-Miller, A., & Moran, R. (2018). Countermovement Jump and Isokinetic Dynamometry as Measures of Rehabilitation Status After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of athletic training*, *53*(7), 687–695. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-480-16>

Padua, D. A., DiStefano, L. J., Beutler, A. I., de la Motte, S. J., DiStefano, M. J., & Marshall, S. W. (2015). The Landing Error Scoring System as a Screening Tool for an Anterior Cruciate Ligament Injury-Prevention Program in Elite-Youth Soccer Athletes. *Journal of athletic training*, *50*(6), 589–595. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.1.10>

Pairot-de-Fontenay, B., Willy, R. W., Elias, A., Mizner, R. L., Dubé, M. O., & Roy, J. S. (2019). Running Biomechanics in Individuals with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *49*(9), 1411–1424. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01120-x>

Pamukoff, D. N., Montgomery, M. M., Choe, K. H., Moffit, T. J., Garcia, S. A., & Vakula, M. N. (2018). Bilateral Alterations in Running Mechanics and Quadriceps Function Following Unilateral Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, *48*(12), 960–967. <https://doi.org/10.2519/jospt.2018.8170>

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*, *17*(4), 258–262. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31804c77ea>

Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. D., Huang, B., & Hewett, T. E. (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *The American journal of sports medicine*, *38*(10), 1968–1978. <https://doi.org/10.1177/0363546510376053>

Phelan, B., King, E., Richter, C., Webster, K., & Falvey, E. (2019). A comparison of anterior cruciate ligament - Return to sports after injury (ACL-RSI) scores of male athletes nine-months Post-ACL reconstruction with matched uninjured controls. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, *38*, 179–183. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.05.006>



- Pipkin, A., Kotecki, K., Hetzel, S., & Heiderscheit, B.** (2016). Reliability of a Qualitative Video Analysis for Running. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, *46*(7), 556–561. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6280>
- Pratt, K. A., & Sigward, S. M.** (2017). Knee Loading Deficits During Dynamic Tasks in Individuals Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, *47*(6), 411–419. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.6912>
- Quammen, D., Cortes, N., Van Lunen, B. L., Lucci, S., Ringleb, S. I., & Onate, J.** (2012). Two different fatigue protocols and lower extremity motion patterns during a stop-jump task. *Journal of athletic training*, *47*(1), 32–41. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.1.32>
- Quatman, C. E., Quatman-Yates, C. C., & Hewett, T. E.** (2010). A 'plane' explanation of anterior cruciate ligament injury mechanisms: a systematic review. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *40*(9), 729–746. <https://doi.org/10.2165/11534950-0000000000-00000>
- Saxby, D. J., Bryant, A. L., Modenese, L., Gerus, P., Killen, B. A., Konrath, J., Fortin, K., Wrigley, T. V., Bennell, K. L., Cicuttini, F. M., Vertullo, C., Feller, J. A., Whitehead, T., Gallie, P., & Lloyd, D. G.** (2016). Tibiofemoral Contact Forces in the Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Knee. *Medicine and science in sports and exercise*, *48*(11), 2195–2206. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001021>
- Shelbourne, K. D., Benner, R. W., & Gray, T.** (2014). Return to Sports and Subsequent Injury Rates After Revision Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Patellar Tendon Autograft. *The American journal of sports medicine*, *42*(6), 1395–1400. <https://doi.org/10.1177/0363546514524921>
- Shimokochi, Y. & Shultz, S. J.** (2008). Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *Journal of athletic training*, *43*(4), 396–408. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.4.396>
- Shimokochi, Y., Ambegaonkar, J. P., & Meyer, E. G.** (2016). Changing Sagittal-Plane Landing Styles to Modulate Impact and Tibiofemoral Force Magnitude and Directions Relative to the Tibia. *Journal of athletic training*, *51*(9), 669–681. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.10.15>
- Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Benjaminse, A., Collins, M., Ford, K. & Kulas, S. A.** (2015). ACL Research Retreat VII: An Update on Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Factor Identification, Screening, and Prevention. *Journal of Athletic Training*, *50*(10), 1076–1093. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.10.06>
- Sigward, S. M., Lin, P., & Pratt, K.** (2016). Knee loading asymmetries during gait and running in early rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction: A longitudinal study. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *32*, 249–254. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.11.003>
- Small, K., McNaughton, L. R., Greig, M., Lohkamp, M., & Lovell, R.** (2009). Soccer fatigue, sprinting and hamstring injury risk. *International journal of sports medicine*, *30*(8), 573–578. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1202822>
- Stearns, K. M., & Pollard, C. D.** (2013). Abnormal frontal plane knee mechanics during sidestep cutting in female soccer athletes after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *The American journal of sports medicine*, *41*(4), 918–923. <https://doi.org/10.1177/0363546513476853>



- Steffen, K., Emery, C. A., Romiti, M., Kang, J., Bizzini, M., Dvorak, J., Finch, C. F., & Meeuwisse, W. H.** (2013). High adherence to a neuromuscular injury prevention programme (FIFA 11+) improves functional balance and reduces injury risk in Canadian youth female football players: a cluster randomised trial. *British journal of sports medicine*, *47*(12), 794–802. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091886>
- Sugimoto, D., Myer, G. D., Bush, H. M., Klugman, M. F., Medina McKeon, J. M., & Hewett, T. E.** (2012). Compliance with neuromuscular training and anterior cruciate ligament injury risk reduction in female athletes: a meta-analysis. *Journal of athletic training*, *47*(6), 714–723. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.6.10>
- Sugimoto, D., Myer, G. D., Foss, K. D., & Hewett, T. E.** (2015). Specific exercise effects of preventive neuromuscular training intervention on anterior cruciate ligament injury risk reduction in young females: meta-analysis and subgroup analysis. *British journal of sports medicine*, *49*(5), 282–289. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093461>
- Taberner, M., Allen, T., & Cohen, D. D.** (2019). Progressing rehabilitation after injury: consider the 'control-chaos continuum'. *British journal of sports medicine*, *53*(18), 1132–1136. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-100157>
- Taylor, J. L., & Gandevia, S. C.** (2008). A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *104*(2), 542–550. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01053.2007>
- Taylor, J. B., Waxman, J. P., Richter, S. J., & Shultz, S. J.** (2015). Evaluation of the effectiveness of anterior cruciate ligament injury prevention programme training components: a systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine*, *49*(2), 79–87. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092358>
- Tsai, L. C., Ko, Y. A., Hammond, K. E., Xerogeanes, J. W., Warren, G. L., & Powers, C. M.** (2017). Increasing hip and knee flexion during a drop-jump task reduces tibiofemoral shear and compressive forces: implications for ACL injury prevention training. *Journal of sports sciences*, *35*(24), 2405–2411. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1271138>
- Von Porat, A., Roos, E. M., & Roos, H.** (2004). High prevalence of osteoarthritis 14 years after an anterior cruciate ligament tear in male soccer players: a study of radiographic and patient relevant outcomes. *Annals of the rheumatic diseases*, *63*(3), 269–273. <https://doi.org/10.1136/ard.2003.008136>
- Waldén, M., Häggglund, M., Magnusson, H., & Ekstrand, J.** (2016). ACL injuries in men's professional football: a 15-year prospective study on time trends and return-to-play rates reveals only 65% of players still play at the top level 3 years after ACL rupture. *British journal of sports medicine*, *50*(12), 744–750. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095952>
- Walden, M., Krosshaug, T., Bjørneboe, J., Andersen, T. E., Faul, O., & Häggglund, 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>



Webster, K. E., Feller, J. A., Whitehead, T. S., Myer, G. D., & Merory, P. B. (2017). Return to Sport in the Younger Patient With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 5(4), 2325967117703399. <https://doi.org/10.1177/2325967117703399>

Wiggins, A. J., Grandhi, R. K., Schneider, D. K., Stanfield, D., Webster, K. E., & Myer, G. D. (2016). Risk of Secondary Injury in Younger Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-analysis. *The American journal of sports medicine*, 44(7), 1861–1876. <https://doi.org/10.1177/0363546515621554>

Winter, D. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). John Wiley & Sons, Inc. https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/4174628/mod_resource/content/2/David%20A.%20Winter-Biomechanics%20and%20Motor%20Control%20of%20Human%20Movement-Wiley%20%282009%29.pdf

Wright, R. W., Magnussen, R. A., Dunn, W. R., & Spindler, K. P. (2011). Ipsilateral graft and contralateral ACL rupture at five years or more following ACL reconstruction: a systematic review. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 93(12), 1159–1165. <https://doi.org/10.2106/JBJS.J.00898>

Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *The American journal of sports medicine*, 35(7), 1123–1130. <https://doi.org/10.1177/0363546507301585>

