Universidad Abierta Interamericana



APROXIMACIÓN DEL MODELO ‘‘JOINT BY JOINT’’ A LA ETIOLOGÍA DE LESIÓN SIN CONTACTO DE LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

Una guía para futuros programas preventivos

Autor: SOTELO JULIÁN

Tutora: LIC. VIEGAS BIANCA

Lomas de Zamora, Buenos Aires.

2020

Agradecimientos

A mis seres queridos, por su apoyo incondicional y comprensión.

A los profesores, que aportaron conocimientos, inspiración, valores y experiencias.

A mis compañeros, que me acompañan a progresar todos los días.

Índice de contenido

Resumen **2**

Problema **3**

Justificación **4**

Objetivos **5**

Introducción **6**

Marco teórico **8**

Interdependencia segmentaria 8

Enfoque joint by joint 11

Movilidad y estabilidad 14

Movilidad 15

Estabilidad 16

Lesión sin contacto del ligamento cruzado anterior 17

Diseño metodológico **23**

Resultados **25**

Factores de riesgo en cada segmento y articulación 25

Factores de riesgo en el tronco 25

Factores de riesgo en la cadera 31

Factores de riesgo en la rodilla 40

Factores de riesgo en el tobillo 45

Factores de riesgo en el pie 50

Discusión **57**

Déficit de movilidad y estabilidad asociados a lesión de LCA 58

Patrones de movimiento subóptimos asociados a la lesión de LCA 68

Joint by Joint: un modelo guía para la lesión de LCA sin contacto 69

Conclusión **72**

Anexo **79**

Resumen

En el presente trabajo se llevó a cabo una revisión sobre los factores cinéticos y cinemáticos asociados a la lesión sin contacto de LCA. El objetivo del trabajo fue reinterpretar los mecanismos de lesión, en los patrones de movimiento más riesgosos, luego de hallar los déficit de movilidad y estabilidad en cada componente articular del tren inferior. El modelo Joint by Joint, de Gray Cook y Michael Boyle, se utilizó como una guía para el abordaje multiarticular-multiplanar de esta compleja entidad patológica. Se halló que la lesión de LCA tiene influencias patológicas proximales y distales, y hay suficiente evidencia como para afirmar que las articulaciones móviles y estables se interrelacionan en su función. Como producto de una interrelación alterada, aparecen patrones motores defectuosos que conducen a una sobrecarga del ligamento. Los hallazgos de este estudio, proveen un marco teórico para que futuras investigaciones, relacionadas a comprender o prevenir la lesión de LCA, empleen una visión más abarcativa e interdependiente de la función corporal.

Palabras clave: Fisiopatología LCA, Lesión LCA, Modelo multiarticular, Fenómenos biomecánicos, Movilidad, Estabilidad.

Problema

En las investigaciones referidas a la prevención y rehabilitación de lesiones de ligamento cruzado anterior (LCA) se intenta comprender y abordar la patología con un enfoque más holístico o analítico. Algunos sujetos concentran su estudio en la rodilla, y otros establecen relaciones con otras regiones corporales. Tanto los investigadores que estudian la etiología de la lesión del LCA, como aquellos que aplican planes de intervención y acondicionamiento, delimitan el curso y los resultados de la investigación, según los preconceptos de integralidad e interrelación corporal que posean. Muchos estudios suelen estar centrados en alguna articulación, algún plano de movimiento o algún momento de fuerza, de manera aislada y sin establecer demasiadas relaciones entre ellos. Esta división artificial de la anatomía y fisiología corporal, permitió y permite adquirir una enorme cantidad de conocimientos sobre la lesión de LCA. Pero al revisar algunos de los modelos biomecánicos de interdependencia segmentaria, surgen algunos cuestionamientos:

- Los momentos de fuerza asociados a la lesión, ¿Se modifican por influencias remotas, distales y proximales, en múltiples planos de movimiento?
- Los mecanismos de lesión sin contacto de LCA, ¿Son producto de deficiencias simultáneas en varias articulaciones interrelacionadas anatómica y funcionalmente?

Las respuestas a dichos interrogantes condicionarían la forma con la que se realizan investigaciones e intervenciones, destinadas a comprender y prevenir la lesión de LCA. Una posición metodológica analítica y reduccionista, permite disminuir la cantidad de variables, facilitar la interpretación de las mismas, y hacer accesible la obtención de premisas. Sin embargo, al interpretar la etiología de la lesión de LCA bajo un enfoque reduccionista, se suele omitir la interrelación entre las articulaciones, los movimientos en los tres planos, y los momentos de fuerza que se producen en toda la cadena cinética. Omitir estas cuestiones, puede llevar a resultados incompletos o erróneos, y los programas preventivos basados en estos estudios podrían ver reducida su efectividad.

Justificación

La lesión de LCA es un acontecimiento que cambia repentinamente la vida de las personas, y es especialmente severa en la vida deportiva. Prevenir esta lesión ha sido el desafío de muchos profesionales e investigadores por su severidad y sus consecuencias, y además porque suele relacionarse a una población deportista y juvenil. Para desarrollar un plan preventivo, se debe obtener suficiente información sobre la etiología, los mecanismos, y los factores de riesgo de la lesión. En este punto, es determinante el foco con el que se busca e interpreta esta información; dado a que una mirada holística es fisiológicamente más acertada que una reduccionista, y se podrían hallar algunas variables decisivas para la lesión, que probablemente no se encuentren estudiando los segmentos corporales y sus funciones por separado. Por lo tanto, la efectividad de los programas preventivos podría sufrir un impacto positivo, y mejorar directamente las tasas de lesiones de LCA.

Gray Cook y Michael Boyle, desarrollaron el modelo Joint by Joint, que es una forma de pensamiento integrada del funcionamiento corporal, donde se interrelacionan los segmentos corporales, centrándose principalmente en lo biomecánico y neuromuscular. Es un modelo atractivo de interdependencia segmentaria que podría favorecer una atención más integral de las entidades patológicas traumatológicas y deportivas. Analizar la lesión de LCA bajo la lupa del modelo Joint by Joint, podría ser importante para comprender esta compleja entidad patológica. Finalmente, demostrar su veracidad, contrastando sus fundamentos con la evidencia actual, podría fomentar futuras investigaciones relacionadas a la prevención de la lesión sin contacto de LCA.

Objetivos

Reinterpretar la etiología de la lesión sin contacto del ligamento cruzado anterior según el concepto Joint by Joint.

- Recopilar información que respalde una etiología multiarticular y multiplanar en la lesión de LCA.
- Clasificar los factores de riesgo de la lesión como déficit funcionales de movilidad o estabilidad.
- Describir la implicancia de los déficit funcionales en los mecanismos de lesión sin contacto del LCA.
- Explicar las modificaciones riesgosas en los patrones de movimiento que se pueden atribuir a trastornos de la movilidad o estabilidad.

Introducción

La lesión de ligamento cruzado anterior representa un episodio negativo en la vida de cualquier deportista. Tiene un impacto negativo en la salud, en el rendimiento deportivo y en la vida cotidiana. Es una lesión costosa desde el punto de vista económico, con estimaciones de $17.000- $25.000 USD por paciente, si se combinan los gastos quirúrgicos, ortopédicos y de rehabilitación (Hewett, Ford, Hoogenboom & Myer, 2010). Su rehabilitación es un proceso duradero, y el retorno al deporte ronda por los 6 meses; por otro lado, sólo 1 de cada 4 atletas puede regresar a los niveles de participación deportiva 12 meses después de la cirugía (de Fontenay, Argaud, Blache & Monteil, 2014). Se conoce que hay múltiples alteraciones cinéticas y cinemáticas, y un riesgo mayor de aparición de osteoartritis (de Fontenay et al, 2014; Snoeker et al, 2019); por lo tanto, las secuelas de esta lesión podría repercutir de forma negativa a corto, mediano y largo plazo en la salud de las personas.

Una gran cantidad de estudios se han dedicado a comprender la patología de diversas formas, y han brindado sus aportes para el acondicionamiento rehabilitativo y preventivo. Griffin et al (2006) consideraron a la rodilla como parte de una cadena cinética, y por lo tanto, establecieron relaciones entre todas las articulaciones que la componen (tobillo, rodilla, cadera y tronco), para finalmente comprender la etiología de la lesión. Sugirieron que los mecanismos de lesión se debía a una carga combinada de traslación tibial anterior, momentos de varo-valgo, y momentos de rotación interna-externa (mecanismo multiplanar). Shimokochi & Shultz (2008), agruparon e interpretaron estudios retrospectivos, observacionales y experimentales in vivo-in vitro; con ello, respaldaron la idea de que los mecanismos de lesión parecen producirse por la carga multiplanar en la rodilla. Alentorn-Geli et al (2009) describieron los factores de riesgo y mecanismos de lesión de LCA, llegaron a la conclusión de que una fuerza de traslación tibial anterior es la fuerza más perjudicial, pero una combinación de carga en los tres planos puede ser potencialmente más

estresante para el LCA. Dentro de la descripción de factores de riesgo, resaltaron las contribuciones riesgosas de múltiples articulaciones y segmentos corporales, destacando principalmente la disminución de movilidad en el plano sagital (flexión de tobillo, rodilla, cadera y tronco) y los movimientos anormales en el plano frontal (colapso en valgo de la extremidad y desplazamiento lateral del tronco) durante las maniobras deportivas. Quatman, Quatman-Yates y Hewett (2010) hicieron una revisión de todas las alteraciones multiplanares que contribuyen a un mayor riesgo de lesión. Su revisión incluyó multiples estudios que abordan la lesión de LCA desde varias metodologías. Intentaron derribar la idea de que los mecanismos de lesión se dan en planos aislados, y brindaron evidencia para sostener un mecanismo multiplanar. Hicieron una crítica a los estudios que aíslan el estudio o el entrenamiento a un plano específico; y a su vez, plantearon que los trabajos centrados en mejorar la condición en un plano específico pueden no estar atendiendo los factores de riesgo multiplanares. También, propusieron que las futuras investigaciones (además de considerar a todos los planos) consideren todas las articulaciones de la cadena cinética. Otros autores (Hashemi et al 2011; Dai et al 2012), respaldaron este último concepto al sugerir que la cinética y cinemática de la rodilla se ve modificada por las influencias de otros segmentos de la extremidad (tobillo, cadera y tronco). Todas estas revisiones bibliográficas combinadas agruparon una enorme cantidad de información sobre la lesión de LCA, y una gran cantidad de investigadores sugieren que la función y disfunción corporal requieren una interpretación multiarticular y multiplanar.

El modelo Joint by Joint es un conjunto organizado de ideas que describen la interdependencia entre los segmentos y las funciones del cuerpo. Este modelo se formuló de manera inespecífica, es decir, sin aplicarlo a una patología en particular; pero en este estudio, se aplicarán sus conceptos para la interpretación de la lesión de LCA. Finalmente, se determinará la potencial utilidad preventiva del modelo Joint by Joint.

Marco teórico

Interdependencia segmentaria

La interdependencia segmentaria es un modelo clínico de evaluación e intervención. Este modelo se nutre, por medio de la observación de profesionales e investigadores sanitarios, que estudian y describen las relaciones existentes y recíprocas entre regiones corporales para su posterior uso en la práctica clínica. Es un concepto principalmente asociado a la interrelación de regiones musculoesqueléticas y a patologías físicas. No se suele contemplar la interrelación entre múltiples sistemas corporales, y las respuestas neurofisiológicas - somatoviscerales-biopsicosociales, que también pueden provocar cambios musculoesqueléticos. Aún así, es una herramienta conceptual valiosa, porque establece una conexión entre lesiones o síntomas musculoesqueléticos primarios, y disfunciones en otras regiones corporales, adyacentes o remotas. Las disfunciones pueden aumentar el riesgo, directo o indirecto, de sufrir las afecciones primarias.

Michael Boyle y Gray Cook, se basaron en observaciones y experiencias clínicas para desarrollar el enfoque Joint by Joint. Se puede considerar que el mismo está íntimamente ligado al concepto de interdependencia segmentaria, dado a que describen una interrelación anatomo-fisio-patológica entre las articulaciones y segmentos del cuerpo. Si bien Joint by Joint aparenta ser algo novedoso, pertenecen a un gran número de sujetos que, a lo largo de la historia, desarrollaron ideas de interrelación corporal estructural y/o funcional; de hecho, la confección del mismo pudo haberse basado directa o indirectamente en algunos de ellos. Una breve reseña histórica, permite agrupar un conjunto de personalidades que sentaron las bases para considerar al cuerpo, de formas variables, pero con una mirada más holística e interrelacionada.

- Andrew Still (1828-1917), padre de la osteopatía, aportó mucho con sus estudios a la interdependencia, sobre todo, sistémica. Interrelacionó el sistema nervioso, vascular, linfático, cardiorrespiratorio, musculoesquelético, fascial, etc. En uno de los principios de la osteopatía, conocido como "La ley del todo" se sostiene que los sistemas corporales, y su función, no se deben estudiar de manera aislada y analítica. En lugar de ello, deberían interpretarse de forma interconectada e interdependiente las estructuras, las funciones, y la estructura con la función. Por lo tanto, la interrelación entre segmentos corporales, como partes del sistema músculo esquelético; y la interrelación del sistema músculo esquelético con una función, el movimiento, podría ser una interpretación más vaga y acotada que la visión de Still, pero no menos fisiológica que una interpretación reduccionista y separatista del cuerpo y su función.

- El término "cadena cinética" se originó en 1875 cuando un ingeniero mecánico, Franz Reuleaux (1829-1905), afirmó que una serie de segmentos adyacentes conectados por una junta forman un sistema cinético. El movimiento de un segmento, influye en el movimiento de otro segmento dentro del mismo sistema cinético. En 1955, el Dr. Arthur Steindler (1878-1964), adaptó esta teoría a las ciencias médicas incluyendo un análisis del movimiento humano normal y patológico. En su obra, "Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions", describe la estructura y función de las articulaciones, integradas en sistemas cinéticos, y relacionadas al movimiento humano. De manera similar, la Dra. Shirley Sahrmann (2005) interrelacionó los segmentos y articulaciones a través del movimiento y la postura. Identificó que los movimientos, con frecuencias y tensiones extremas (altas o bajas); y las posturas desalineadas, son factores predictivos de alteraciones patológicas estructurales y funcionales. Profundizó en el estudio de las relaciones intermusculares-multiplanares,

pero con un foco monoarticular; luego, determinó cómo los déficit de una articulación pueden favorecer la disfunción del movimiento, el daño estructural, y la aparición de síntomas, en una o varias regiones, cercanas o a distancia. Postuló una interesante hipótesis, ligada con el concepto de "movilidad-estabilidad" que sustenta el enfoque Joint by Joint. "El movimiento se produce antes en la articulación con un menor grado de rigidez que en la articulación más rígida". Las diferencias intersegmentales de la extensibilidad contribuyen a movimientos compensatorios, y cuando se producen en una articulación que debería ser estable, predispone a que se instalen patrones de movimiento indeseados y perjudiciales. Nótese la relación con lo propuesto en "Joint by Joint".

- Françoise Mézières (1909-1991) es considerada una maestra en el tratamiento de la postura, y una pionera del concepto de cadenas musculares. En 1947 ella finaliza una recopilación de la gimnasia terapéutica de la época, que sería la base fundamental de su método, y una inspiración para muchos durante las décadas siguientes. Las cadenas musculares, fueron una idea revolucionaria, explotada por Mézières, por sus discípulos (Philippe Souchard, Léopold Busquet, Godelieve Denys-Struyf, Nicole y Anthony Morelli, Thérèse Bertherat) y por muchas personalidades destacadas desde la concepción y la popularización de la idea. Una cadena muscular, o para modernizar el concepto, una cadena miofascial, brinda un noción de relación intersegmentaria, anatómica y funcional. Generalmente, el estudio de las cadenas musculares o miofasciales, instala una idea de globalidad, tanto para la comprensión de la función normal, como de la función patológica. Es decir, que en ante una lesión, se pueden buscar factores patogénicos por varios segmentos y sistemas corporales, aunque estén próximos o distantes de la misma. Por lo tanto, las cadenas miofasciales, podrían considerarse un elemento esencial para la interpretación de la patología según un enfoque de interdependencia segmentaria.

Enfoque joint by joint

Los autores Gray Cook (2010) y Michael Boyle (2007, 2012, 2017) desarrollaron y popularizaron el concepto Joint by Joint (JbJ), basándose en sus experiencias y observaciones en el ámbito de la rehabilitación y el ejercicio. Es una idea simplificada, donde se plasma una visión integrada de los segmentos y articulaciones corporales. En ella, se describen las necesidades particulares, o las funciones básicas de cada articulación, que son la movilidad y/o estabilidad; y a su vez, se las relaciona a la función o disfunción del movimiento. Algunas articulaciones tienen como necesidad principal la movilidad y otras la estabilidad. Las articulaciones móviles y estables se van alternando a lo largo de las cadenas cinéticas, hacia arriba o hacia abajo:

1. Pie– Tiene como necesidad la estabilidad.
2. Tobillo– Tiene como necesidad la movilidad.
3. Rodilla– Tiene como necesidad la estabilidad.
4. Cadera– Tiene como necesidad movilidad.
5. Columna Lumbar – Tiene como necesidad la estabilidad.
6. Columna torácica –Tiene como necesidad la movilidad.
7. Columna cervical baja/media –Tiene como necesidad la estabilidad.
8. Columna cervical alta– Tiene como necesidad la movilidad.
9. Escápula – Tiene como necesidad la estabilidad.
10. Gleno-humeral – Tiene como necesidad la movilidad.

Las tendencias generales de disfunción son la rigidez para las móviles, y la pérdida estabilidad o control motor para las estabilizadoras. Las regiones corporales más estudiadas y relacionadas con la lesión de LCA son el pie, el tobillo, la rodilla, la cadera, y el tronco. Por lo tanto, en este trabajo el foco estará sobre esas regiones corporales, aunque no se descartan relaciones disfuncionales con regiones más remotas. Las tendencias específicas de disfunción, en las articulaciones asociadas a

la lesión de LCA, son las siguientes:

- El pie tiene tendencia a la inestabilidad. Esto posiblemente ocurra por la debilidad de la musculatura que estabiliza esta región o a un control motor deficiente. Aunque también podría estar asociado a la pérdida de movilidad o estabilidad en otras regiones, por ejemplo, del tobillo y la cadera respectivamente.
- El tobillo tiene tendencia a la rigidez. Es particularmente evidente con la tendencia común hacia la limitación de la dorsiflexión. Un tobillo poco móvil hace que se generen cargas excesivas en la rodilla, posiblemente por la ausente o deficiente absorción de energía en el plano sagital mediante el tríceps sural.
- La rodilla tiene una tendencia a la inestabilidad. Esto suele preceder a lesiones de rodilla y degeneración de las superficies articulares. La pérdida de estabilidad suele relacionarse en gran parte con los déficit de la cadera, pero aún así no deben pasarse por alto los desequilibrios en/entre los músculos que cruzan y estabilizan la rodilla en tareas dinámicas.
- La cadera tiene tendencia a la rigidez, pero también a la inestabilidad. Es una articulación que conforma una excepción a la regla, dado a que requiere suficiente movilidad y estabilidad en los tres planos.
- La región lumbar tiende a ser inestable. Este segmento corporal frecuentemente se mueve para compensar los déficits de movilidad y/o fuerza en otras regiones (por ejemplo, ante déficits en cadera). Este mecanismo de compensación hace que las articulaciones móviles se muevan aún menos y se deteriore más su función móvil. En consecuencia, la región lumbar pierde su condición estable, y podría alterar la cinemática de los miembros inferiores por los movimientos excesivos del tronco, y los desplazamiento del centro de gravedad.

Cuando una articulación se encuentra inestable o rígida, las articulaciones vecinas intentarán compensar la alteración a expensas de modificar su función

básica; además, algunos segmentos corporales se sobrecargan para superar las deficiencias de otros. Estas compensaciones generan patrones de movimiento alternativos que, si bien nos permite movernos y continuar respondiendo a las demandas motrices, son más ineficientes y estresantes que los patrones con suficientes niveles de estabilidad y movilidad. Para evitar que las tendencias de disfunción se conviertan en factores potenciales de lesión local o a distancia, los entrenamientos deberían planearse según las necesidades articulares básicas. Las articulaciones rígidas se beneficiarían de entrenamientos movilidad y flexibilidad, y las articulaciones inestables se benefician de entrenamientos de control motor y estabilidad (Boyle, 2017). Parece una obviedad, pero se suelen observar entrenamientos que se empeñan en mejorar la función motora opuesta a la requerida, o que atienden las necesidades en una articulación pero ignoran necesidades funcionales en otras. Por lo tanto, para obtener beneficios reales en la estabilidad de la rodilla, se deben acondicionar con estabilidad y movilidad las articulaciones por encima y por debajo; de lo contrario, las ganancias de estabilidad en la articulación de la rodilla serán artificiales porque la función alterada de los segmentos volverá a repercutir sobre la función de la rodilla.

Movilidad y estabilidad

La movilidad y estabilidad deben coexistir, en niveles adecuados, para crear un movimiento eficiente en el cuerpo humano. Son los componentes fundamentales de todas las capacidades biomotoras. Constituyen la base para el aprendizaje o desarrollo de cualquier patrón o habilidad de movimiento, que se organizan como programas motores. Cualquier déficit en la movilidad o estabilidad influye sobre el programa motor generando compensaciones, que a su vez, crean un programa motor subóptimo. La presencia de patrones motores defectuosos trae consigo poca eficiencia del movimiento, lo que se traduce en más energía y esfuerzo para ejecutarlo, y mayor sobrecarga de estrés en los tejidos. Ante esta situación, hay una merma del rendimiento (deportivo o no) y un una predisposición a dolencias y lesiones. Siguiendo esta línea, se debería pensar que las alteraciones en la movilidad-estabilidad del tronco, caderas, rodillas, tobillos o pies, puede generar patrones motores subóptimos que incrementen el riesgo de padecer una lesión de LCA. Es importante remarcar que los hábitos, las actividades, la dominancia de una pierna sobre su par, y las lesiones previas son factores que influyen sobre la movilidad y estabilidad de las articulaciones, y finalmente sobre los patrones de movimiento.

Movilidad

Involucra a los elementos articulares y miofasciales, y a su colaboración en el movimiento. Puede definirse como la capacidad de una articulación de moverse en un determinado rango en el espacio, y en grados de libertad de movimiento específicos. Movilidad se diferencia de flexibilidad, que es definida como la capacidad de los tejidos blandos de ser estirados, sin tener en cuenta la función articular.

Disfunciones de movilidad

- La disfunción o alteración de los elementos propiamente articulares: alteraciones artrocinemáticas o disminución del espacio entre superficies articulares, capsulitis adhesiva, subluxación, osteoartritis/osteoartrosis.
- Las alteraciones de extensibilidad de los tejidos blandos: insuficiencia muscular activa o pasiva, acortamiento muscular, tensión fascial, tensión neuronal, adherencias/fibrosis/cicatrices, rigidez por hipertrofia

Estabilidad

Involucra a las fuerzas musculares, la coordinación y el control motor. Es definida como la capacidad de controlar la fuerza o el movimiento en situaciones estáticas, cuando un segmento permanece estable mientras el movimiento ocurre en otro; o dinámicas, cuando se estabiliza una articulación en uno o varios planos mientras se produce movimiento primario en un plano diferente.

Fuerza y estabilidad no son lo mismo. El término estabilidad agrega la capacidad de controlar y sincronizar las fuerzas, estabilizadoras y motoras, en situaciones estáticas o dinámicas, para mantener la integridad estructural en todo momento.

Disfunciones de estabilidad

- Desbalance o asimetría de fuerzas.
- Déficit de coordinación muscular (intra e inter muscular).
- Control motor estático o dinámico deficiente.

Lesión sin contacto del ligamento cruzado anterior

La lesión del LCA es una entidad patológica compleja, grave y frecuente, sobre todo en el campo del deporte. Es una lesión multifactorial, con influencias patogénicas locales, proximales y distales. Son lesiones costosas desde el punto de vista económico, pero además pueden tener consecuencias devastadoras en el nivel de actividad y en la calidad de vida de los individuos. Una gran cantidad de investigaciones se dedican a comprender la patología desde la biomecánica, la neurofisiología y la anatomía, e intentan descifrar todos los factores que conducen a una lesión de LCA. Existen cuatro teorías generales relacionadas a la etiología de la lesión, y en cada una de ellas se estudian varios factores de riesgo biomecánicos (Hewett et al, 2010; Hewett & Bates, 2017):

-Dominancia de ligamentos: La musculatura tiene un rol de estabilización activa. La co-contracción muscular protege la articulación y minimiza la tensión en las restricciones pasivas. Ante una insuficiencia neuromuscular, por trastornos en la activación o en la capacidad de generar fuerzas, no se disipan correctamente las fuerzas de reacción del suelo; por lo tanto, las cargas que discurren en la extremidad controlan la dirección de movimiento de los segmentos corporales. En esta situación, las estructuras cápsulo-ligamentarias, elementos estabilizadores pasivos, se tensionan en un breve período de tiempo para mantener la integridad articular, y con ello aumenta el riesgo de un traumatismo. (Hewett.et al, 2010; Hashemi et al, 2011)

-Dominancia de cuádriceps: El dominio de cuádriceps se refiere a la tendencia a estabilizar la rodilla utilizando principalmente el cuádriceps. Un desequilibrio en la relación cuádriceps-isquiotibial, a favor del primero, puede favorecer la traslación tibial anterior (Hewett et al, 2010). Según Powers (2010), este desequilibrio es riesgoso cuando se combina con gestos

deportivos que apliquen cargas en la rodilla en posiciones cercanas a la extensión completa, precisamente con menos de 40° de flexión de rodilla. Se entiende que el riesgo está aumentado porque:

- El LCA es la restricción principal contra la traslación tibial anterior en ángulos de flexión poco profundos (Shimokochi.& Shultz, 2008).
- El fascículo anteromedial y posterolateral del LCA están alargados en los últimos 30° de extensión de rodilla. (Sugimoto et al, 2015)
- Los valores de tensión del LCA, en ejercicios de cadena cerrada, demuestran ser mayores en flexión de rodilla poco profunda, y menores en flexión de rodilla más profunda. (Shimokochi & Shultz, 2008; Hewett et al, 2010).
- El ángulo de elevación del LCA está aumentado con la extensión, de rodilla, y la carga tangencial o de corte del ligamento aumenta (Blackburn & Padua, 2008).
- El ángulo de inserción de los músculos isquiotibiales aumenta a medida que aumenta la flexión. A mayor flexión, también hay un aumento de la tensión pasiva del músculo. Esta situación le provee a los músculos isquiotibiales una ventaja mecánica para resistir la traslación tibial anterior cuando la rodilla está flexionada. (Blackburn & Padua, 2008; Hewett et al, 2010)

-Dominancia de miembros: Las grandes asimetrías y desequilibrios en el reclutamiento muscular, la fuerza y la flexibilidad entre las extremidades inferiores contralaterales es un factor de riesgo para lesiones posteriores del LCA. Generalmente, las lesiones se dan en acciones motoras donde todo el peso, o gran parte, se carga en una pierna. En tareas de aterrizaje, corte, carrera y salto se producen fuerzas de reacción del suelo mayores a 2 o 3 veces el peso corporal (Hewett et al, 2010); si hubiera un miembro menos acondicionado que el otro, en él, probablemente se generen momentos internos insuficientes para resistir los momentos de fuerza externos

(inducidos por la fuerza de reacción del suelo).

-Dominancia de tronco: En diversas tareas atléticas, la actividad muscular en el CORE precede a la actividad de la musculatura de las extremidades. De esta forma, crea una base estable para el movimiento de las extremidades. Un control deficiente del CORE, durante actividades dinámicas, posibilita grandes desplazamientos tridimensionales del centro de masa ante una perturbación. Aunque, visto desde otro lado, los desplazamientos del tronco (y del centro de masa) quizá se estén efectuando ante una desventaja mecánica en otro segmento, por ejemplo, en una insuficiencia de los abductores la cadera para evitar la caída pélvica contralateral en un apoyo unipodal. Por lo tanto, no sería acertado considerarlo un "control deficiente", sino que está respondiendo de la manera más conveniente ante las condiciones existentes. Si bien puede justificarse lo "positivo" del desplazamiento del tronco ante una deficiencia en la cadera, la fuerza de reacción del suelo desplazada hacia el lateral de la rodilla puede aumentar la carga y el movimiento en abducción en dicha articulación. Las consecuencias de esto, es una mayor tensión del LCA, y un riesgo de lesión incrementado (Zazulak, Hewett, Reeves, Goldberg & Cholewicki, 2007; Hewett & Myer, 2011).

Los desgarros del ligamento cruzado anterior se producen con ajustes posturales ineficaces y con una carga dinámica anormal resultante en la rodilla. La carga dinámica es aquella que se transmite de manera intersegmentaria, a través de las articulaciones, que cambia con el tiempo y el movimiento (Griffin et al, 2006). Los componentes que hacen variar la carga dinámica son los patrones de movimiento, la coordinación intermuscular e intramuscular, el rendimiento propiamente muscular (resistencia, fuerza, cantidad de tensión, activación muscular) y la mecánica articular. Para desarrollar un plan preventivo eficaz, en primer lugar, sería provechoso establecer cuáles son los factores que determinan una carga dinámica

anormal y lesiva en las poblaciones y maniobras epidemiológicamente más asociadas a la ruptura del LCA.

La mayoría de las lesiones sin contacto del LCA se producen en maniobras (a una pierna) de aterrizaje, corte y pivoteo, y en deportes que requieren altas tasas de estas maniobras (Balonmano, Básquetbol, Fútbol). A su vez, la incidencia de la lesión es mayor en el género femenino, y en un grupo de edad de entre los 13 y 18 años.

Maniobras de desaceleración a una pierna

En las maniobras de aterrizaje, corte y pivoteo se generan momentos articulares elevados a lo largo de toda la cadena cinética del miembro en apoyo. Dichos momentos, inducidos por la fuerza de reacción del suelo, necesitan ser suficientemente disipados o contrarrestados por los momentos internos resultantes de la acción muscular en los tres planos y en todas las articulaciones. Ante déficits de estabilidad y/o movilidad articulares se producen patrones de movimientos subóptimos (menos eficientes/más estresantes). Si se emplean esos patrones defectuosos en maniobras de desaceleración a una pierna, posiblemente se generen cargas dinámicas anormales que ponen en riesgo la integridad articular de la rodilla, y específicamente al LCA.

Género femenino

Se ha evidenciado que las mujeres tienen patrones de movimientos diferentes al de los hombres (Griffin et al, 2006; Powers, 2010; Dai et al, 2012). Parecen realizar las maniobras de salto, corte y pivoteo con:

-Menores ángulos máximos de flexión de rodilla y cadera;

-Mayores momentos y ángulos de valgo en rodilla;

-Mayores ángulos de aducción y rotación interna de cadera;

-Mayores ángulos de rotación externa de la tibia;

-Mayores fuerzas y momentos en la rodilla durante tareas atléticas;

-Menor activación de glúteo mayor;
-Mayor actividad del cuádriceps en relación con los isquiotibiales (co contracción desequilibrada);
-Menor relación entre la activación medial-lateral para cuádriceps e isquiotibiales (predominio externo); y
-Desequilibrios en la fuerza, flexibilidad y coordinación entre ambos miembros.

Se puede observar que las mujeres tienen una tendencia a restringir el movimiento del plano sagital. Esto puede encubrir medidas de estabilización predominantes con el cuádriceps, y escasa desaceleración con la cadena posterior (c / glúteo mayor, isquiotibiales y tríceps sural). Además, el movimiento en los planos frontal y horizontal se evidencia aumentado, lo que representa un patrón de movimiento subóptimo en el cual se emplea principalmente a los elementos pasivos para estabilizar la articulación de la rodilla. Esta situación, se ve empeorada por los frecuentes desequilibrios entre ambas extremidades presentes en las mujeres, en donde uno de las extremidades tendría desventajas mecánicas y neuromusculares para estabilizar sus segmentos corporales. La dominancia de cuádriceps, ligamentos, miembros y tronco, es más evidente en la población femenina, en comparación con su contraparte masculina, y esto es lo que puede explicar la diferencia en las tasas de incidencia de la lesión de 2 a 8 veces mayor en ellas.

Etapa de pubertad

Wild et al (2012), plantean que durante esta etapa, hay un rápido aumento de tamaño y de peso en ausencia de un aumento a la par de la fuerza y del control neuromuscular. El esqueleto crece a un ritmo más rápido que la musculatura, y esto conduce a una menor flexibilidad o ROM de las extremidades inferiores y el tronco. También, ocurre un aumento de la longitud del esqueleto y la masa corporal, en ausencia de adaptaciones coincidentes en la fuerza neuromuscular y el reclutamiento coordinado (Hewett & Myer, 2011). Se podría relacionar este alargamiento de la

musculatura, con una menor capacidad para desarrollar fuerzas. A su vez, la pubertad es un factor que se puede relacionar con el punto A y B:

Relación entre pubertad y maniobras riesgosas

Los saltos, cortes y pivoteos son maniobras que requieren fuerza muscular, movilidad y coordinación suficientes. Las capacidades biomotoras se desarrollan y cambian continuamente durante la pubertad. Esta situación podría suponer que los pubescentes no dominen estas maniobras riesgosas y tengan mayor riesgo de lesión de LCA.

Relación entre pubertad y género

Los niños demostraron un desarrollo acelerado de la fuerza en comparación con las niñas (posiblemente ligado al papel mucho más potente de la testosterona en el aumento de la masa muscular y la fuerza, en comparación con el estrógeno). En las niñas, aparecen isquiotibiales más débiles, y una mayor relación cuádriceps-isquiotibiales. También la fuerza de abducción de la cadera en los niños aumenta significativamente a medida que envejecen durante la pubertad, y en las mujeres de los mismos grupos de edad no muestran cambios similares. Por lo tanto, los pubescentes varones, al poseer mejores niveles de fuerza y equilibrio muscular podrían tener mayor control y patrones de movimiento más óptimos y eficientes que sus pares mujeres.

En conclusión, los tres focos de análisis indican que los individuos y las maniobras con mayor predisposición a una lesión están relacionados con déficit o trastornos de movilidad o estabilidad que alteran la cadena cinemática y conllevan a una mayor carga y riesgo de lesión en el LCA.

Diseño metodológico

El presente trabajo consiste en una revisión bibliográfica. La primer búsqueda consistió en agrupar toda la información existente sobre el modelo Joint by Joint y sobre los fundamentos con los que sus autores lo confeccionaron. Para ello, se acudió a material de Gray Cook y Michael Boyle en donde se desarrolló Joint by Joint. De esta forma, se encontraron libros donde los autores explican y amplían dicho concepto. Al mismo tiempo, se necesitó conocer el concepto de estabilidad y movilidad que tuvieron los autores de Joint by Joint al momento de desarrollarlo. También, se encontró en la web una publicación perteneciente a Michael Boyle (2007).

La segunda búsqueda, se realizó en PubMed. Con ella se buscaron artículos que se centren en la etiología, factores de riesgo y mecanismos de lesión de LCA. Este proceso de búsqueda fue intencionalmente heterogéneo, dado a que se ha recopilado artículos sobre distintas articulaciones, maniobras deportivas de riesgo, poblaciones; y artículos con distintas metodologías de estudio (revisiones, prospectivos, retrospectivos, experimentales). Este proceso de búsqueda combinó todas las variables y tipos de estudio, para que el estudio se nutra de todo ello. De todas formas, se intentó no generalizar resultados que eran muy específicos.

La búsqueda de artículos se realizó en PubMed, y se emplearon los siguientes términos, con un filtro de fechas de publicación entre el 1/1/2000 y 31/12/2019:

"Anterior Cruciate Ligament Injuries"[MAJR]) AND "Biomechanical Phenomena"[MeSH Terms] AND "Knee Injuries/etiology"[MeSH Terms] NOT ("Anterior Cruciate Ligament/surgery"[MeSH Terms] OR "Anterior Cruciate Ligament Reconstruction"[MeSH Terms] OR "Tibial Meniscus Injuries/physiopathology"[MeSH Terms] OR "Tibial Meniscus Injuries/surgery"[MAJR] OR "Cartilage, Articular/injuries"[MeSH Terms] OR "Osteoarthritis/pathology"[MeSH Terms] OR "Reconstructive Surgical

Procedures"[MAJR] OR "Magnetic Resonance Imaging"[MeSH Terms] OR "Braces"[MAJR])

Arrojó 79 resultados, se extrajeron 13, y se usaron 9 en el estudio. Los 4 artículos restantes, si bien aportaron información relevante, finalmente no se utilizaron en la confección del estudio. El proceso de filtrado de los artículos se realizó con la lectura del título y resumen de cada artículo; y con ello se procedía o no a una lectura más profunda.

La tercer búsqueda fue la más amplia, y consistió en recurrir a los siguientes recursos para obtener más material de estudio:

- Se utilizaron las sugerencias de "artículos similares" del buscador científico.
- Se exploraron los artículos que citaron a los resultados de la segunda búsqueda.
- Se aprovecharon las revisiones, con una gran cantidad de referencias bibliográficas, como punto de partida para encontrar nuevos artículos relacionados.
- Se siguieron los estudios de autores considerados como referentes en el tema.
- Se agregaron artículos mediante un trabajo de búsqueda manual con palabras clave.

Al emplear estos recursos, se obtuvieron 37 artículos más.

Resultados

Factores de riesgo en cada segmento y articulación

Factores de riesgo en el tronco

La estabilidad del core, se definió como una base del control dinámico del tronco que permite la producción, la transferencia y el control de la fuerza y el movimiento a los segmentos distales de la cadena cinética. A su vez, también representa la capacidad del cuerpo para mantener o reanudar una posición de equilibrio del tronco después de una perturbación. El control neuromuscular inadecuado del CORE, y por lo tanto del tronco, puede comprometer la estabilidad de la extremidad inferior, de la rodilla y del LCA. Debido a que la parte superior del cuerpo representa un gran porcentaje de la masa corporal total, se supone que el movimiento del tren superior afecta las cargas en la rodilla y en las extremidades inferiores. La forma en la que los desplazamientos del tronco pueden alterar la carga en el tren inferior, es a través de los desplazamientos excesivos del vector de la fuerza de reacción del suelo (FRS). La fuerza de reacción del suelo se dirige hacia el centro de masa (CDM), y si el tronco se desplaza, el CDM también lo hará. Los movimientos del COM y del vector de la FRS, modifican positiva o negativamente los momentos de la extremidad inferior en los tres planos (Zazulak et al, 2007; Blackburn & Padua, 2008; Powers, 2010, Hashemi et al, 2011; Hewett & Myer, 2011; Sheehan, Sipprell & Boden, 2012; Fox, 2018).

Zazulak et al (2007), evaluaron a 277 atletas (140 mujeres y 137 hombres), y fueron seguidos durante 3 años, para comprobar la presencia de lesiones de rodilla durante ese período. La evaluación consistió en medir los desplazamientos del tronco en 3 direcciones (flexión/extensión/inclinación lateral) luego de una liberación repentina de una fuerza isométrica resistida del tronco. El desplazamiento máximo del tronco, en el grupo de mujeres con lesión en la rodilla y el LCA fue significativamente

mayor en comparación con el grupo de mujeres no lesionadas. Hubo un desplazamiento lateral excesivo en el plano frontal en los atletas lesionados; la movilidad excesiva del tronco, en este plano y hacia la extremidad en apoyo se asocia al colapso en valgo de la extremidad inferior.

Blackburn & Padua (2008), hipotizaron que una mayor flexión de tronco durante el aterrizaje podría resultar en una mayor flexión de cadera y rodilla y en un menor valgo de rodilla. Una postura más erecta , y un valgo excesivo de la rodilla, se postularon como factores de riesgo de la lesión de LCA. En base a la evidencia previa, se sugirió que los planos frontal y transversal en la rodilla "pre-cargan" el LCA, y cuando se combina a una traslación anterior de la tibia inducida por el cuádriceps se sobrepasa el límite elástico del ligamento. En una población de 40 sujetos sanos, evaluaron dos tipos de aterrizajes, uno con la estrategia natural o preferida del aterrizaje, y otro con indicaciones de una mayor flexión del tronco al aterrizar. Obtuvieron como resultados que una flexión activa del tronco durante el aterrizaje produjo incrementos simultáneos en los ángulos de la flexión de rodilla y cadera. Esto podría suponer una disminución en el riesgo de lesión porque una mayor flexión de cadera y rodilla se asocia a un menor genu-valgo y FRS. A su vez, de manera indirecta, al aumentar el ángulo de flexión en la rodilla mediante la flexión del tronco, disminuye el ángulo de elevación del LCA (maximiza la tracción/minimiza la cizalla), disminuye el componente de corte del músculo cuádriceps y aumenta el ángulo de inserción de los isquiotibiales (sinergistas del LCA). Por lo tanto, una posición más flexionada y menos erecta, disminuiría el riesgo de sufrir una lesión de LCA.

Powers (2010), indicó que el control muscular proximal deficiente puede afectar la cinética y cinemática tibiofemoral. Realizó una revisión de la literatura en la cual describe las contribuciones del tronco, pelvis y cadera para las lesiones de rodilla. El autor determina que los movimientos del tronco modifican los momentos externos creados por la fuerza de reacción del suelo. Dichos momentos externos son resistidos

internamente por los músculos. Cuándo existe una debilidad para resistir un momento, el tronco parece moverse con un rol compensatorio para atenuar los efectos de estos déficit. Por ejemplo, la debilidad de los abductores de cadera en una situación de apoyo en una extremidad, se manifestaría con un "signo de Trendelemburg" (caída de la pelvis del lado contralateral). Esto ocasiona un movimiento del CDM, que lo aleja hacia el lado contrario a la extremidad en apoyo, y arrastra con ello al vector de la FRS; en consecuencia, los abductores de cadera podrían estar sometidos a una mayor demanda. Sin embargo, cuando el tronco se desplaza hacia el lado ipsilateral a la extremidad en apoyo, acerca el CDM y el vector de la FRS a la articulación de la cadera, lo que podría reducir la demanda de los abductores en esa cadera. Esta maniobra se conoce como "signo compensado de Trendelemburg". Pero la ventaja mecánica que le provee el desplazamiento lateral del tronco a los abductores de la cadera, puede perjudicar a la rodilla. El movimiento del CDM y del vector de la FRS por fuera de la rodilla, en acciones como cortes y aterrizajes, puede incrementar los momentos y ángulos de valgo en esta articulación. Esto despega el cóndilo medial de la meseta tibial y pretensa las restricciones pasivas, lo que podría poner en mayor riesgo de lesión si se lo combina con fuerzas de traslación anterior de la tibia. Por otra parte, el movimiento del tronco en el plano sagital, puede modificar los momentos en la cadera y rodilla. Aterrizar con el tronco hacia delante mueve el vector de la FRS hacia la rodilla, y aterrizar con el tronco erecto lo mueve hacia la cadera. En una acción motriz (ej aterrizaje), donde el vector de la FRS pasa anterior a la cadera y posterior a la rodilla, hay una tendencia a la flexión en ambas articulaciones. Por lo tanto, se requieren acciones excéntricas de los grupos musculares extensores en ambas articulaciones. Una desplazamiento anterior o posterior del CDM, luego de un movimiento sagital del tronco, acerca el vector de la FRS hacia la rodilla o la cadera respectivamente. Esto incrementa la tendencia a la flexión en una u otra articulación, y en consecuencia aumenta la demanda de esfuerzos excéntricos-extensores en la rodilla (cuádriceps) o en la cadera (glúteo mayor). Esto podría relacionarse a la "dominancia de cuádriceps", y al riesgo que esto supone, sobre todo cerca de la extensión completa de la rodilla. Por

otra parte, los movimientos del tronco en el plano sagital podrían asociarse a un mecanismo de lesión de LCA, la "paradoja de la extensión de cadera y flexión de rodilla" (Hashemi et al 2011). Este mecanismo de lesión propuesto, se describe en las secciones siguientes, pero básicamente consiste en la producción de fuerzas de corte en el LCA debidas a una alteración o interrupción de la co-flexión armoniosa de la cadera y rodilla. Un momentos extensor o una flexión de cadera más lenta en relación a la flexión de rodilla, inducirá la traslación tibial anterior/femoral posterior, cuando la extremidad se expone a la FRS. Por lo tanto, cuando el tronco está erecto o inclinado hacia atrás el vector de la FRS pasará por delante (cercano a la articulación) o por detrás de la cadera, respectivamente. La causa de una inclinación posterior del tronco, podría ser una medida de compensación para una debilidad de la musculatura glútea; en la cual se acorta el brazo de flexión de cadera y decrece la demanda de los extensores de cadera. Estos mecanismos puede facilitar una disincronía en las velocidades de co-flexión de la cadera y rodilla, e incluso, puede llegar a extender la cadera a la vez que los excesivos momentos externos flexionan la rodilla (ej.cuando el vector de la FRS pasa posterior a la cadera en un aterrizaje con inclinación posterior del tronco). Un estudio citado en este artículo demostró que la reducción de la flexión de la cadera, combinada a una mayor flexión de rodilla, es predictiva de mayores fuerzas de cizallamiento anterior durante la fase inicial de un aterrizaje en un salto. Por lo tanto, se sugiere que la posición del tronco en las maniobras de aterrizaje tiene el potencial de reducir o aumentar la carga experimentada en la rodilla en múltiples planos.

Hewett & Myer (2011), realiza una revisión bibliográfica para determinar la conexión mecánica entre el tronco y la rodilla. Hallaron que una disminución del control neuromuscular del tronco conduce a la carga articular en abducción de la rodilla mediante dos mecanismos. El primero es el movimiento lateral de la FRS (que ya fue descrito); el segundo, es el momento de aducción de la cadera. Cuando la FRS pasa lateral a la articulación de la cadera se produce un momento externo que favorece la abducción de la cadera. Este momento debe ser equilibrado por un

momento interno de los aductores de la cadera para controlar el movimiento de la pelvis y el tronco en el plano frontal. Se hipotetiza que durante las acciones motrices de alta carga, las influencias de la FRS desplazada hacia el lateral de la rodilla, y los momentos aductores excesivos de cadera, resultan en una carga en abducción de la rodilla y en un mayor riesgo de lesión de LCA. Por lo tanto, se debería realizar un entrenamiento neuromuscular específico para evitar las estrategias de desaceleración en el plano frontal, y para potenciar las estrategias de desaceleración en el plano sagital, dado a que hay grandes músculos que tienen una elevada capacidad de absorber y disipar las fuerzas de reacción del suelo en este plano.

Sheehan, Sipprell & Boden (2012), compararon los videos de 20 atletas en una maniobra de aterrizaje a una pierna que resultó en lesión del LCA, con los videos de 20 atletas (controles), con el mismo género y deporte, que realizaron una maniobra similar sin que resulte en una lesión del LCA. Se midió la distancia entre el CDM y la base de apoyo (BDA), el ángulo entre la vertical y el muslo (ángulo de extremidad) y el ángulo entre vertical y la línea central del tronco (ángulo de tronco), tanto en los sujetos lesionados como en los sujetos control. Este estudio demuestra que tener el CDM muy posterior a la BDA, un gran ángulo de extremidad y un ángulo de tronco pequeño en el contacto inicial con el suelo son componentes importantes del mecanismo de lesión ACL sin contacto. Los sujetos de control aterrizan con el CDM posterior a menos de un pie de longitud del BDA. En contraste, el promedio de los atletas lesionados en el LCA aterrizaron con el CDM posterior a más de dos pies de longitud de la BDS, creando una posición menos estable. Es probable que esta posición aumente la contracción del recto femoral en el impacto inicial para evitar una caída hacia atrás. Una fuerte contracción del cuádriceps agregaría una fuerza de compresión y una fuerza de corte anterior sobre la tibia. La fuerza de compresión resultante de la FRS y el momento interno excesivo del cuádriceps podría favorecer el deslizamiento anterior de la tibia/posterior del fémur, sobre todo, si la rodilla se encuentra cercana a la extensión completa (Hashemi et al, 2011). El desplazamiento entre las superficies articulares está

favorecido por la pendiente tibial posterior, y facilita el cizallamiento del LCA. A su vez, el estudio de Sheehan et al (2012) parece coincidir con el mecanismo de la "paradoja de extensión de cadera y flexión de rodilla" que propuso Hashemi et al (2011). El desplazamiento posterior del CDM con respecto a la BDA, observado en los sujetos lesionados, favorece la disincronía de la co-flexión entre la cadera y la rodilla; dado a que el vector de la FRS se dirige hacia posterior con respecto a la cadera e induce momentos de extensión en esta articulación. En conclusión, una postura con una distancia mayor entre el CDM y la BDA, con el CDM trasladado hacia posterior, podría ser un factor de riesgo importante para la lesión de LCA.

Por último, Fox (2018) contrastó las recomendaciones orientadas a disminuir el riesgo de lesión de LCA con aquellas destinadas a mejorar el rendimiento deportivo. Efectuó una extensa revisión de los factores biomecánicos en el tronco, cadera, rodilla y tobillo, que son determinantes para el riesgo de lesión de LCA y también para el rendimiento deportivo. Está bien documentado que la biomecánica del tronco está relacionada con las cargas experimentadas en la rodilla en las maniobras de cambio de dirección. Específicamente la flexión lateral y la rotación del tronco en la dirección opuesta a la dirección del corte, se asocian a mayores momentos de abducción y rotación interna respectivamente. Esto se alinea con las recomendaciones para un mejora en el rendimiento, en las que el tiempo del cambio de dirección puede mejorar con la rotación o la flexión lateral del tronco en la dirección de corte prevista. Por lo tanto, el entrenamiento orientado a mejorar la estrategia motora del cambio de dirección, puede disminuir el riesgo de la lesión y mejorar el rendimiento.

Factores de riesgo en la cadera

En la literatura abundan estudios que demuestran la interrelación entre la función y disfunción de la cadera y la rodilla (Imwalle, Myer, Ford & Hewett, 2009; Reiman, Bolgla & Lorenz, 2009; Pollard, Sigward & Powers, 2010; Powers, 2010; Kipp, McLean & Palmieri-Smith, 2011; Hashemi et al, 2011; Tran, Gatewood, Harris, Thompson & Dragoo, 2016; Pollard, Sigward & Powers, 2017). Es una de las regiones más investigadas en relación a la lesión del LCA. Esto se debe posiblemente porque: la cadera y la rodilla son articulaciones adyacentes entre si; ambas articulaciones comparten potentes músculos biarticulares; en la cadera se producen movimientos del fémur, uno de los componentes óseos de la articulación tibiofemoral y patelofemoral; y además, porque estas dos articulaciones tienen íntimas relaciones cinemáticas / cinéticas.

Imwalle et al (2009), tuvieron como propósito comparar la cinemática de las extremidades inferiores durante una maniobra de corte a 45° y 90°, en jugadoras de fútbol femenino. Con su hipótesis, propusieron que se observarían mayores ángulos de rotación interna de la cadera y la rodilla durante la maniobra de corte a 90 ° en comparación con la maniobra realizada a 45 °, y que el aumento de la rotación interna de cadera y rodilla estaría relacionada con el aumento de las medidas de abducción de la rodilla. Los hallazgos de este estudio indicaron que los ángulos de rotación interna de la cadera y la rodilla fueron significativamente mayores en el corte a 90 ° en comparación con el corte a 45°. Sin embargo, la abducción de la rodilla no se incrementó en las maniobras de corte a 90°, por lo tanto, la rotación interna de cadera podría no influir significativamente en la abducción de la rodilla; aunque, según Shimokochi y Shultz (2008), los momentos de rotación interna de la rodilla podrían contribuir a una mayor tensión del LCA en condiciones de carga de peso sobre la extremidad. Por otro lado, la aducción de cadera si se correlacionó significativamente con la abducción de rodilla, en las maniobras de corte a 45° y 90°. Estos resultados, sugieren que el control neuromuscular óptimo o alterado de la

aducción de la cadera podría disminuir o incrementar respectivamente los momentos de abducción de la rodilla durante las tareas de corte.

Reiman et al (2009) establecieron relaciones entre la fuerza, el rango de movimiento, la cinética/cinemática de la cadera, y varias patologías de rodilla. A continuación, se enumeran los principales hallazgos relacionados a un aumento del riesgo de lesión de LCA.

(1)La debilidad de la cadera, específicamente de la abducción-rotación externa.

(2)Una cinemática alterada, con mayor aducción y rotación interna de cadera durante las maniobras deportivas

(3)Una técnica de aterrizaje rígida, con un menor empleo de la flexión de las articulaciones para amortiguar la FRS, y con mayores momentos de abducción de rodilla.

Pollard et al (2010) relacionaron factores mecánicos del plano sagital y frontal en las articulaciones de la cadera y rodilla. Evaluaron la cinemática, FRS, y datos electromiográficos, en 58 jugadoras de fútbol, con un rango de edad entre 11-20 años, durante la fase de desaceleración de un aterrizaje. De acuerdo a los grados de flexión combinados en la rodilla/cadera, dividieron en dos subgrupos, un grupo de alta flexión y otro de baja flexión. El promedio de flexión combinada del total del grupo fue de 170°; aquellos con valores mayores o menores a este promedio se agruparon como alta flexión y baja flexión respectivamente. El promedio de flexión combinada del subgrupo de alta flexión fue de 190°, y el promedio de flexión del subgrupo de baja flexión fue de 154°. Los hallazgos de este estudio demuestran una significativa interrelación entre ambas articulaciones, en los dos planos estudiados. Las mujeres que utilizaron un patrón de aterrizaje de baja flexión demostraron:

- Una absorción de energía disminuida en la rodilla y cadera, de 9% y 30% respectivamente. La relación de absorción de energía de rodilla/cadera es mayor (3.5) en el grupo de baja flexión en comparación con el grupo de alta flexión (2.3).

- El ratio de extensores de rodilla/cadera fue más alto (2.5) en el grupo de baja flexión en comparación al grupo de alta flexión (1.5).
- Un promedio de momentos extensores de la rodilla incrementado en un 10%, y un promedio de los momentos extensores de la cadera disminuído en un 23%.
- Un aumento de la activación promedio del vasto lateral en un 35%.
- Un promedio de los momentos de abducción 2.2 veces mayor, y ángulos máximos de valgo de rodilla incrementados, en comparación a los sujetos de alta flexión.

En contraste, las mujeres que utilizaron un patrón de aterrizaje de alta flexión mostraron datos cinemáticos, cinéticos y electromiográficos opuestos. En conclusión, la estrategia de baja flexión parece enfatizar en el uso de los extensores de rodilla sobre los extensores de cadera (Ver "dominancia de cuádriceps" en el marco teórico). Según un estudio citado por Pollard et al (2010), una estrategia de aterrizaje "suave" o de alta flexión requiere un mayor uso de la musculatura de la cadera. Por lo tanto, se sugiere que la debilidad de los extensores de cadera puede contribuir a una estrategia de aterrizaje "rígida" y de baja flexión, en la cual existe una dependencia excesiva en el cuádriceps. Fue demostrado que un patrón de aterrizaje con menor flexión de cadera y rodilla tiene mayores fuerzas máximas de cizallamiento tibial anterior y compresión tibiofemoral, en comparación con un patrón de aterrizaje con mayor flexión de cadera y rodilla (Tsai et al, 2017); y también se ha probado que un aterrizaje con valgo dinámico reduce la capacidad de atenuar fuerzas en la extremidad y concentra la demanda de fuerzas que hay que atenuar en la rodilla (Tamura et al, 2017). En conclusión, una disfunción en la musculatura extensora de la cadera podría fijar un aterrizaje con menos flexión de cadera y rodilla, esto conlleva a mayores momentos y ángulos de abducción de rodilla, y un aumento de las fuerzas de impacto (y en las demandas de atenuación) en la rodilla podría inducir los mayores momentos de extensores y las fuerzas de cizalla tibial anterior.

Powers (2010), realizó una revisión de los estudios biomecánicos y clínicos para determinar las influencias negativas de la cadera, pelvis y tronco en la cinética-cinemática tibiofemoral y patelofemoral. La aducción y la rotación interna excesiva de la cadera durante la carga de peso tienen el potencial de afectar la cinemática de toda la extremidad inferior. Precisamente, estos movimientos suelen relacionarse al valgo de rodilla; aunque, la aducción de la cadera parece ser el principal contribuyente a la abducción de la rodilla, mientras que la rotación interna de la cadera podría no correlacionarse al valgo de la articulación (Imwalle et al, 2009). Varios estudios han demostrado que el exceso de valgo en la rodilla contribuye a la lesión del LCA; a su vez, se ha demostrado que la producción del valgo en la rodilla se relaciona a una disminución del a fuerza muscular en la cadera (Powers, 2010). Por lo tanto, si la musculatura de cadera no puede desacelerar el centro de masa corporal durante el aterrizaje, los individuos pueden compensar con una sobrecarga de los extensores de rodilla (dominancia de cuádriceps), o con la puesta en tensión de las restricción pasivas (dominancia de ligamentos). Powers (2010) sugirió que los déficit de control motor, o una disminución de la fuerza muscular en la región de la cadera pueden afectar la mecánica tibiofemoral en múltiples planos. Específicamente, la debilidad o los déficits de reclutamiento del glúteo mayor, glúteo medio, isquiotibiales, abdominales; y la rigidez de los flexores de cadera (recto anterior del cuádriceps/psoas ilíaco), pueden tener un impacto directo o indirecto en la rodilla, al ejercer influencias negativas hacia proximal y/o distal. El glúteo mayor es un fuerte extensor, rotador externo y abductor de la cadera, por lo tanto, ofrece protección y resiste la aducción y rotación interna del fémur; a la vez, sirve para absorber fuerzas y descargar la rodilla en el plano sagital (Pollard et al, 2010, Powers, 2010). El glúteo medio proporciona estabilidad dinámica de la cadera y la pelvis en el plano frontal, evita la caída pélvica contralateral (signo de Trendelemburg) y los momentos de aducción femoral. Los isquiotibiales, abdominales y el glúteo mayor, evitan una rotación pélvica anterior; cuando no pueden contrarrestar la inclinación pélvica anterior, alterarían por diversos mecanismos las cargas experimentadas en la rodilla y el LCA. En primer lugar, la

inclinación pélvica anterior coloca a la cadera en posición de rotación interna y flexión; esto podría modificar los brazos de momento y las características óptimas de tensión y longitud en la musculatura glútea e isquiotibial (Alentorn-Geli et al, 2009). Los músculos isquiotibiales son importantes para resistir el desplazamiento tibial anterior, y los glúteos para prevenir el colapso de la extremidad en el plano transversal y frontal. Algunos estudios han demostrado que la capacidad del glúteo mayor y medio para generar momentos disminuye cuando aumenta la flexión de cadera; por ejemplo, el glúteo mayor produce menos rotación externa de la cadera en ángulos de flexión superiores a 60° porque sus fibras anteriores se desplazan por delante del eje de rotación (Powers, 2010). Por lo tanto, la inclinación anterior de la pelvis o la rotación anterior de un coxal podrían ser riesgosas por las desventajas mecánicas que traen consigo; además, en las actividades dinámicas, al partir con la cadera desde una posición de flexión, podría anticiparse el comienzo de la merma de rendimiento glúteo asociada a mayores ángulos de flexión. En segundo lugar, la inclinación anterior parece asociarse a la caída navicular y a la pronación subtalar excesiva (Alentorn-Geli et al 2009), dos factores relacionados con la carga del LCA que se desarrollarán más adelante en este estudio. En tercer lugar, la inclinación pélvica anterior podría asociarse a una hiperlordosis lumbar y a un desplazamiento posterior del CDM. En consecuencia, los momentos externos flexores de rodilla aumentan, y los momentos externos flexores de cadera disminuyen; por lo tanto, la demanda de los extensores de rodilla se incrementa al mismo tiempo que decrece la demanda de los extensores de cadera (Powers, 2010). Por lo tanto, el desplazamiento posterior del CDM puede favorecer la "dominancia de cuádriceps" y el mecanismo paradojal de "Extensión de cadera y flexión de rodilla" (Ver "Factores de riesgo en el tronco" en el marco teórico).

Hashemi et al (2011) describieron la paradoja de extensión de cadera y flexión de rodilla como un nuevo mecanismo de lesión sin contacto de LCA. Es un mecanismo en el que se integran los factores de riesgo dentro y fuera de la articulación de la rodilla, con un foco colocado principalmente en el plano sagital. Según los autores,

la paradoja de flexión de rodilla y extensión de cadera tiene lugar cuando convergen cuatro factores:

(1) La co-activación retardada del cuádriceps e isquiotibiales.

(2) Una fuerza de reacción del suelo aplicada mientras la rodilla está cerca de la extensión completa.

(3) Una meseta tibial poco profunda, y una pendiente tibial posterior empinada.

(4) Una flexión de cadera y rodilla incompatibles en el aterrizaje.

Los puntos (1)-(2)-(3) se analizarán en la siguiente sección de "Factores de riesgo en rodilla". El punto (4) se describe a continuación. Según Hashemi et al (2011), cuando se ejecuta una maniobra de corte o aterrizaje y el pie hace contacto con el suelo, la FRS causa que la rodilla se flexione; a su vez, la compresión articular de la rodilla forzará la flexión de cadera. Con una activación muscular óptima no se pueden separar la flexión armoniosa de la rodilla y la cadera, pero una estrategia de activación muscular desequilibrada si podría hacerlo. Por ejemplo, una debilidad o el deterioro del control motor de los músculos extensores de cadera puede provocar una estrategia de aterrizaje de baja flexión (Pollard et al, 2010), con el tronco erecto o inclinado hacia atrás (Powers, 2010). Esta estrategia puede alentar la flexión de rodilla más que en la cadera, e incluso puede favorecer la extensión en esta última (Hashemi et al, 2011). Se ha demostrado que la reducción de la flexión de la cadera, cuando se combina con una mayor flexión de la rodilla, es predictiva de mayores fuerzas de cizallamiento anterior durante la fase de aterrizaje (Shultz, Nguyen, Leonard & Schmitz, 2009). En conclusión, el movimiento de las superficies articulares de la rodilla en sentidos opuestos, o a velocidades incompatibles, podría ser un factor clave para el mecanismo de cizallamiento del LCA, que se ve favorecido por la alteración de la estabilidad muscular y trastornos en los patrones de movimiento. [Ver anexo, imagen 10 y 11]

Tran et al (2011) evaluaron la cinemática y cinética de los miembros inferiores, en un aterrizaje de un salto posicionando los dedos hacia afuera, neutral y hacia dentro. La muestra incluyó a 20 sujetos (10 hombres y 10 mujeres). En comparación con un

aterrizaje neutral del pie, la cinemática en un aterrizaje con los dedos hacia adentro produjo mayores ángulos de aducción de la cadera, mayores ángulos de abducción y rotación interna de la rodilla, y un mayor ángulo de dorsiflexión del tobillo A su vez, produjo una disminución de la flexión de cadera y rodilla. La cinética de un aterrizaje con los dedos hacia adentro indujo mayores momentos de aducción de cadera y rotación interna de rodilla, en comparación con la posición de aterrizaje neutral. Las mujeres tuvieron mayores alteraciones biomecánicas riesgosas en la técnica de aterrizaje con los dedos hacia adentro, en comparación con los hombres. Las mecánicas observadas en la técnica de aterrizaje con dedos hacia adentro, se vinculan a la cinemática y cinética riesgosa para una lesión de LCA en maniobras de corte y aterrizaje.

Pollard et al (2017), aplicaron un programa preventivo que previamente ha demostrado reducir la incidencia de lesiones de LCA, con el propósito de determinar las posibles razones biomecánicas del éxito. El objetivo de este estudio fue demostrar las modificaciones en la biomecánica de la cadera y rodilla en un aterrizaje. Evaluaron las FRS y la cinemática, antes y después de la participación en un programa de entrenamiento de prevención de LCA de 12 semanas. Se hallaron cambios significativos en la estrategia utilizada para atenuar las fuerzas de impacto luego de la participación en el programa. Específicamente, las atletas mostraron los siguientes cambios post-entrenamiento:

- Disminución en los momentos extensores de la rodilla, y aumentos en los momentos extensores de cadera.
- Disminución en la energía absorbida en la rodilla, y aumentos en la energía absorbida en la cadera.
- Una disminución en la relación entre los momentos extensores de rodilla-cadera, y una disminución en la relación entre la absorción de energía entre rodilla-cadera.

Los mejoras obtenidas post entrenamiento parecen relacionarse a los resultados observados luego de cambiar una mecánica de baja flexión por una de alta flexión

(Pollard et al, 2010); por lo que también se podría considerar que, antes del entrenamiento, la estrategia de aterrizaje utilizada generaba mayores momentos y ángulos de abducción de rodilla . El programa de entrenamiento preventivo permite incorporar un rol más activo de la cadera en la maniobra de aterrizaje, a la vez que "descarga" la rodilla y disminuye la dependencia excesiva en la musculatura y en las restricciones pasivas de esta región.

Omi et al (2018), aplicaron un programa preventivo enfocado en la función de la cadera durante un período de 12 años (4 años de observación y 8 años de intervención) en basquetbolistas femeninas. Hubo un total de 309 jugadoras en el período de observación, y 448 jugadoras en el período de intervención. Durante el período observación se produjeron 13 lesiones sin contacto de LCA, y durante el período de intervención se produjeron 8 lesiones sin contacto de LCA. La incidencia y el riesgo relativo de lesión se redujo significativamente entre ambos períodos. Diseñaron un programa de entrenamiento preventivo enfocado en la cadera porque, según estudios previos, en esta articulación hay numerosos factores de riesgo que se presentan predominantemente en la población femenina. Específicamente, una comparación entre los hombres y las mujeres, demuestra que la población femenina tiende a realizar aterrizajes con menores ángulos de flexión de cadera y rodilla, mayores ángulos y momentos de valgo en la rodilla, mayores ángulos de rotación interna en la cadera, y una disminución de la actividad del glúteo mayor en aterrizajes a una pierna. Por lo tanto, la importancia del control articular de la cadera en relación a la cinemática y al riesgo de lesión de la rodilla justifica el diseño del protocolo de entrenamiento. Los ejercicios empleados en este trabajo estaban destinados a mejorar principalmente la función de los rotadores externos y abductores de la cadera en los gestos deportivos específicos. Se puso principal atención en mantener la alineación de la rodilla en el plano frontal; además, se incentivó a que los deportistas atenúen la FRS con un aterrizaje "suave", sin hacer ruido, e incentivando la flexión de la cadera y rodilla. Según los autores, los tres puntos que favorecieron la reducción significativa de la incidencia de lesiones

fueron: (1) La realización de múltiples ejercicios específicos del deporte, (2) el enfoque en el mejoramiento de la función de la cadera, (3) los altos niveles de cumplimiento del programa.

Kipp, McLean y Palmieri-Smith (2011), y Fox (2018) ponen el foco sobre las maniobras de corte, con el objetivo de determinar las alteraciones biomecánicas que podrían aumentar el riesgo de lesión del LCA. Fox (2018) también revisa las contribuciones de la cadera que mejoran o empeoran el rendimiento del corte. Kipp et al (2011), hallaron que la mayor flexión de la cadera en el contacto inicial y durante la fase inicial de apoyo se ha asociado con momentos de abducción de rodilla más grandes en una maniobra de corte. Esto coincide con los resultados del estudio de McLean, Huang y Van den Bogert (2005), quienes encontraron mayores momentos máximos de valgo asociados a una mayor flexión y rotación interna iniciales de cadera. Kipp et al (2011) también halló que una magnitud total de flexión de cadera disminuida, durante la fase de aterrizaje completa, se asocia a mayores momentos máximos de rotación interna en maniobras de corte. En conclusión, sugirieron que una flexión gradual y controlada de la cadera en el aterrizaje inicial puede minimizar los momentos de abducción de la rodilla; y un mayor movimiento global de flexión de cadera durante todo el aterrizaje debería minimizar los momentos de rotación interna (Kipp et al, 2011). Por otra parte, Fox (2018), citó que los momentos extensores de cadera y la generación de potencia en el plano sagital fueron predictivos de tiempos de finalización más cortos en un corte lateral de 45°. Parece que los cambios en el movimiento de la cadera (particularmente en el plano sagital) podrían ser objetivos relevantes para reducir el riesgo de lesión de LCA y evitar disminuciones en el rendimiento, pero se debe tener en cuenta que algunas recomendaciones para disminuir el riesgo de lesión (como un aterrizaje “suave”), podrían perjudicar el rendimiento del cambio de dirección.

Factores de riesgo en la rodilla

La estabilidad de la rodilla, a pesar de tener influencias proximales y distales, también requiere un óptimo funcionamiento local de las restricciones pasivas y activas. La integridad del LCA se verá comprometida si la musculatura que atraviesa la rodilla no puede controlar y/o garantizar niveles óptimos de traslación, compresión y rotación, en los tres planos (Quatman et al, 2010).

El grado de flexión de la rodilla al momento de realizar tareas dinámicas, puede ser un punto determinante para la carga del LCA. Los estudios de video indican que las lesiones de LCA generalmente ocurren en ángulos de flexión de rodilla bajos (Quatman et al, 2010). Además, una menor flexión de rodilla es un factor discriminante entre grupos lesionados y no lesionados, y entre mujeres y hombres (Dai et al, 2012). Anatómicamente, los tres fascículos del LCA (antero-medial, intermedio y postero-lateral) se alargan en los últimos 30° de extensión de rodilla (Sugimoto et al, 2015). Por otro lado, el ángulo de elevación del LCA determina que se maximicen o minimicen las propiedades del ligamento para resistir la traslación tibial anterior. El ángulo de elevación del LCA incrementa con la extensión y disminuye con la flexión de rodilla. A su vez, un menor ángulo de elevación del LCA favorece la carga axial del ligamento (tracción), y un ángulo mayor de elevación favorece la carga de corte (cizallamiento) en el ligamento. Es por esto, que una maniobra deportiva cerca de la extensión completa, puede favorecer el cizallamiento del LCA ante una traslación tibial anterior (Blackburn & Padua, 2008). Finalmente, Hashemi et al (2011) sugirieron que una FRS aplicada mientras la rodilla está cercana a la extensión completa puede ser un factor de riesgo para la lesión; sobre todo, si el sujeto tiene una meseta tibial medial poco profunda y una pendiente tibial posterior empinada. Estos autores explicaron que en una maniobra deportiva, como un salto y aterrizaje, las FRS pueden alcanzar hasta 5 veces el peso corporal; esta fuerza con sentido ascendente provoca fuerzas compresivas articulares

en la rodilla, que se distribuyen de las mesetas tibiales a los cóndilos femorales. En una rodilla extendida, la meseta tibial está inclinada hacia atrás; por lo tanto, la fuerza de compresión entre las superficies articulares favorece un deslizamiento entre ellas, en el cual la tibia se desplaza hacia delante y el fémur hacia atrás. Aquellos sujetos con una meseta tibial menor profunda, tendrían un asiento menos estable del cóndilo femoral en la tibial; y aquellos con una pendiente tibial posterior más pronunciada, tendrían una mayor tendencia al desplazamiento femoral posterior/tibial anterior ante la compresión de las FRS.

La coactivación muscular es otro punto clave para comprender la estabilidad y movilidad de la rodilla. Las acciones musculares deben coordinarse y activarse conjuntamente para proteger la articulación de la rodilla. Para garantizar estabilidad a las articulaciones, las relaciones óptimas entre músculos agonistas-antagonistas son factor fundamental (Alentorn-Geli et al, 2009). La co-activación muscular inadecuada provocará una pérdida de estabilidad activa tibiofemoral, en uno o más planos, y esto puede llevar a que las restricciones pasivas pasen a controlar el movimiento (dominancia de ligamentos). Es así que, ante una co-activación alterada, se pueden presentar mecanismos perjudiciales que combinan traslación tibial anterior, valgo/varo y/o rotaciones interna/externa de rodilla. Los estudios combinados de Podraza & White (2010) y Hashemi et al (2011) parecen indicar que cerca de la extensión completa de rodilla la FRS es excesiva; a su vez, dicha fuerza parece estar asociada a una traslación tibial anterior, que se ve facilitada por la geometría articular. Estos autores sugirieron que la fuerza excesiva del cuádriceps posiblemente no sea la verdadera causa de la traslación tibial anterior; por el contrario, ellos plantearon que una falta de co-activación protectora podría ser el verdadero problema, por no poder mantener la estabilidad articular ante la FRS excesiva (Podraza & White, 2010; Hashemi et al, 2011). Es decir, no es una fuerza excesiva lo que daña, sino un desequilibrio (o falta) de fuerzas lo que no protege.

Besier, Lloyd y Ackland (2003), investigaron los patrones de activación de la

musculatura alrededor de la rodilla, durante tareas anticipadas y no anticipadas de carrera y corte. Según estos autores, la rodilla está rodeada de músculos que tienen la capacidad de generar momentos de flexión/extensión/valgo/varo/rotación interna/rotación externa. El SNC puede emplear dos estrategias para estabilizar la rodilla; en condiciones anticipadas, se ajustan los patrones de activación muscular para generar momentos internos que se opongan a las fuerzas desestabilizadoras externas; en condiciones no anticipadas, se utiliza una estrategia de co-activación generalizada, sin selectividad en la activación de ningún músculo en específico. Un ejemplo de estas estrategias sería que los músculos mediales de la rodilla (grácil, vasto medial del cuádriceps e isquiotibiales mediales) se activaran para resistir momentos externos de valgo en la articulación. Lo mismo ocurriría con los momentos externos de flexión/extensión y rotación interna/externa. Según los autores, la estrategia de co-activación selectiva parece ser una estrategia más eficaz para mantener la estabilidad de la rodilla. Por otro lado, en condiciones no anticipadas, la producción de estrategias de co-activación generalizada podría estar asociada a una reducción en la capacidad de atenuar cargas específicas y perjudiciales (Ej.momentos externos de valgo y rotación interna de rodilla).

Smeets et al (2019) realizaron un estudio piloto prospectivo para explorar los patrones de activación neuromuscular en el cuádriceps e isquiotibiales durante un salto vertical, para finalmente determinar su influencia en la lesión de LCA. Las co-contracciones de cuádriceps e isquiotibiales son necesarias para garantizar la estabilidad dinámica de la rodilla durante diversas actividades dinámicas. Una co-contracción equilibrada de los músculos anteriores/posteriores y mediales/laterales parece proteger contra la traslación tibial anterior y las cargas en abducción de la rodilla, respectivamente. El predominio de unos músculos sobre sus antagonistas puede tener consecuencias perjudiciales para la articulación, y específicamente para el LCA. Varios autores demostraron los riesgos de una co-contracción alterada, y los beneficios de una co-contracción equilibrada:

- La co-contracción selectiva de los cuádriceps e isquiotibiales laterales

produce más alargamiento del LCA, mientras que la mayor activación del cuádriceps e isquiotibiales mediales redujo el alargamiento del LCA, y la abducción y la traslación anterior de la tibia en la rodilla [Observado en tomografía computada con fluoroscopia]

- Un desequilibrio neuromuscular entre la activación lateral y medial durante una maniobra de corte lateral se asoció con un mayor riesgo de lesión del LCA .
- Una activación suficiente de los isquiotibiales mediales contra la activación del vasto lateral es importante para comprimir la articulación medial de la rodilla y, por lo tanto para limitar el riesgo de abducción excesiva de la rodilla y minimizar la tensión en el LCA
- El aumento de la activación del vasto lateral y los isquiotibiales laterales, durante la fase preparatoria de un salto hacia adelante, se asoció con ángulos máximos de valgo más altos en las rodilla de los atletas.
- Un patrón de aterrizaje más erecto, con menos flexión de rodilla y cadera, mostraban un aumento en la activación del vasto lateral y el bíceps femoral.

En los resultados del estudio de Smeets et al (2019), se demostró que los atletas lesionados en el LCA tuvieron una activación significativamente mayor de los isquiotibiales laterales en las fases de carga máxima y antes del despegue. Además, no hubo diferencias significativas, pero si existió una tendencia en el grupo lesionado a mostrar mayores ángulos de abducción y menores ángulos de flexión de rodilla. Por lo tanto, la activación incrementada de la musculatura lateral puede estar asociada a un riesgo incrementado de la lesión de LCA.

El rol de la musculatura isquiotibial ha sido profundamente estudiado y asociado a la lesión del LCA, especialmente porque tienen un papel para controlar los movimientos de la tibia en los tres planos (Alentorn-Geli et al, 2009; Hughes, 2014). Hashemi et al (2011) y Dai et al (2012) sugirieron que la carga excesiva del LCA debido a la traslación anterior de la tibia es el mecanismo principal de la lesión del LCA; si bien ambos coincidieron que un ángulo pequeño de flexión en la rodilla es

un factor considerable de riesgo, Hashemi et al (2011) atribuyeron un rol más importante a los momentos externos (FRS y momentos de compresión articular) y Dai et al (2012) a los momentos internos excesivos (fuerza muscular del cuádriceps). También, en ambos estudios se destacó la importancia de la geometría articular para la carga del LCA. En combinación, los estudios de Alentorn-Geli et al (2009), Hashemi et al (2011) y Dai et al (2012) parecen recopilar los siguientes factores de riesgo con respecto a la musculatura isquiotibial:

- Disminución de la fuerza relativa de la musculatura isquiotibial.
- Activación insuficiente, ausente o retrasada de los isquiotibiales durante maniobras atléticas
- Disminución de la relación entre fuerzas y activación de los isquiotibiales y cuádriceps.

Es importante mencionar dos factores mecánicos que pueden contribuir a la fuerza de la musculatura isquiotibial. En primer lugar, a medida que la rodilla progresa hacia una flexión más profunda, el ángulo de inserción de los isquiotibiales aumenta y estos músculos quedan dispuestos en una dirección más horizontal. Mecánicamente, las fuerzas resultantes de la activación muscular podrían generar una mayor tendencia a la traslación tibial posterior (Blackburn & Padua, 2008). En segundo lugar, un aterrizaje con una mayor flexión de cadera puede generar un alargamiento de los isquiotibiales, y esto acumula tensión pasiva en el músculo. Esto puede proveerle a la musculatura una potencial ventaja mecánica para la contracción, y en consecuencia para la estabilización de la rodilla (Blackburn & Padua, 2008). Aunque, el sobreestiramiento de la musculatura isquiotibial, por ejemplo en una rotación pélvica anterior (inducida por la contractura de los flexores de cadera), podría suponer una desventaja mecánica para producir volúmenes de fuerza en la rodilla (Alentorn-Geli et al, 2009).

Factores de riesgo en el tobillo

La articulación del tobillo es un componente clave en cualquier movimiento en cadena cinética cerrada, sobre todo porque es la primer gran articulación a través de las cuales discurren las fuerzas de reacción del suelo provenientes del pie con sentido hacia proximal (rodilla y cadera). Es una articulación que, por sus características estructurales, posee su mayor rango de movimiento en el plano sagital; por lo tanto, está principalmente dotada de fuertes músculos, como el tríceps sural, capaces de generar y absorber fuerzas en dicho plano. El trabajo articular en la articulación del tobillo se incrementa en los aterrizajes en una pierna, en comparación a los aterrizajes a dos piernas; específicamente, el aterrizaje a dos piernas emplea una estrategia de rodilla-cadera, y el aterrizaje a una pierna emplea una estrategia cadera-tobillo para disipar la energía de la FRS (Yeow, Lee & Goh, 2011). Se suele asociar una disfunción del tobillo a una disminución en la capacidad para atenuar fuerzas; a un aumento de la FRS y las fuerzas compresivas articulares; a mayores momentos de abducción y valgo; a una disminución de la movilidad en el plano sagital en la rodilla y cadera; a una movilidad compensatoria de otras articulaciones en el plano frontal (pie-rodilla); y al riesgo de carga y lesión del LCA (Podraza & White, 2010; Bell, Oates, Clark & Padua, 2013; Dill, Begalle, Frank, Zinder & Padua, 2014; Wahlstedt & Rasmussen-Barr, 2015, Weis & Whatman, 2015; Mason-Mackay, Whatman & Reid, 2017; Lee, Song & Shin, 2018)

Podraza & White (2010) han planteado que en la investigación relacionada a la estabilización de la rodilla sólo se considera la musculatura del muslo, y sugirieron que se ignora el complejo gastrocnemio-sóleo. En base a estudios, de análisis de video e in vitro, el complejo gastrocnemio-sóleo participa en la desaceleración de las FRS y en las traslaciones tibiales. Los atletas lesionados suelen aterrizar con el tobillo en dorsiflexión, lo que puede representar una estrategia en la que se emplea de manera deficiente la musculatura posterior de la pantorrilla para absorber las FRS.

Además, se sugiere que los músculos gastrocnemio y sóleo pueden generar una tendencia a la traslación tibial anterior y posterior, respectivamente, debido a sus puntos de inserción. El sóleo genera momentos musculares considerables durante las tareas de desaceleración, esos momentos pueden provocar una fuerza posterior sobre la tibia cuando el pie está fijo.

Bell et al (2013) determinaron que el valgo dinámico es causado por una combinación de desequilibrios musculares en la cadera y el tobillo. Según estudios previos, se sugiere que la dorsiflexión restringida de tobillo produce compensaciones biomecánicas en la rodilla al aumentar la pronación subtalar y la abducción y rotación interna tibial. Aplicar una elevación en el talón puede ser una buena forma para diferenciar si el valgo es favorecido por alteraciones en la cadera o el tobillo. La elevación del talón produce un aumento concomitante en el rango de movimiento; por lo tanto, si el valgo dinámico se reduce al realizar una sentadilla con una elevación en el talón sugeriría que la dorsiflexión limitada es el principal contribuyente a la mala alineación. Por otra parte, si el valgo dinámico de rodilla no disminuye con la elevación del talón se podría pensar en una insuficiencia en la cadera. En base a esto, los autores desarrollaron un plan de intervención de 2-3 semanas, centrado en el fortalecimiento y flexibilidad de la cadera y el tobillo. Su objetivo principal fue reducir un valgo visualmente identificado en personas que realizan una maniobra de sentadilla a dos piernas. Una vez finalizado el programa de intervención, observaron una reducción del valgo de rodilla que se acompañó por un aumento en el rango de movimiento de la dorsiflexión (con la rodilla extendida). Con estos hallazgos, los autores recomiendan que se agreguen intervenciones orientadas al tobillo para mejorar el valgo dinámico de rodilla.

En el estudio de Dill et al (2014), se planteó la noción inicial de que la limitación de la dorsiflexión disminuye el movimiento sagital de la rodilla y contribuye a aumentos compensatorios en los movimientos del plano frontal y transversal. Por lo tanto, se consideró que una dorsiflexión limitada puede afectar la carga en el LCA. A

partir de esto, midieron el rango de dorsiflexión con carga de peso y sin carga de peso, y clasificaron a los sujetos en grupos con movilidad normal (≥15°) o limitada (≤5°). Los grupos de movilidad normal y limitada, también fueron evaluados en maniobras de sentadilla sobre cabeza, sentadillas a una pierna, y salto y aterrizaje. En estas maniobras se evaluó específicamente la flexión de rodilla, el varo-valgo de rodilla, la rotación interna-externa de rodilla, y los movimientos de dorsiflexión. Los hallazgos principales de este estudio fueron que los individuos con una dorsiflexión limitada durante la carga de peso demostraron menos flexión de rodilla en las sentadillas; por otra parte, los sujetos que tuvieron una mayor dorsiflexión de tobillo durante la carga de peso demostraron un mayor desplazamiento en varo de la rodilla en una sentadilla a una pierna, lo que se contrasta con otro estudio que halló una asociación entre menores rangos de dorsiflexión y mayores movimientos de valgo de rodilla. En conclusión, una limitación de la dorsiflexión de tobillo durante la carga de peso parece asociarse a una menor flexión y a un mayor valgo de rodilla durante actividades dinámicas. Estos dos factores pueden colocar en un potencial riesgo de lesión al LCA. Además, la limitación de la dorsiflexión puede provocar mayores movimientos en el plano frontal del pie (pronación del retropié y eversión del calcáneo); un aumento de la pronación puede causar rotación interna de la tibia y esto puede pretensar el LCA y aumentar el riesgo de lesión.

Wahlstedt & Rasmussen-Barr (2015) se concentraron en determinar la existencia de diferencias en la dorsiflexión entre sujetos con y sin una lesión de LCA, entre hombres y mujeres, y entre el miembro lesionado y no lesionado. Se midió el rango de dorsiflexión con un goniómetro en posición de estocada con soporte de peso en el pie. El principal hallazgo de este estudio fue una diferencia en la dorsiflexión entre sujetos con una lesión (media de 41°) y sin una lesión (media de 46°). No se encontraron diferencias entre la pierna lesionada y no lesionada, ni entre hombres y mujeres. En un estudio, se restringió la flexión dorsal con una cuña y provocó una menor flexión y un aumento del valgo en la rodilla en comparación a una sentadilla sin restricción; si se comparan estos resultados con la prueba de elevación del talón

que propone Bell et al (2013), parece ser que un aumento y disminución forzados del rango de dorsiflexión del tobillo impactan de manera positiva y negativa en la rodilla, respectivamente. Además un estudio (Fong, Blackburn, Norcross, McGrath & Padua, 2011), parece respaldar el hallazgo de que un mayor rango de movimiento de dorsiflexión se asocia a una mayor flexión de rodilla, y también con FRS más pequeñas, en tareas de aterrizaje. En conclusión, la limitación en la dorsiflexión observada en los sujetos lesionados podría ser un factor de riesgo para la lesión de LCA, por la reducción de movimiento en el plano sagital y los aumentos compensatorios en el plano frontal de la rodilla. Los autores dudaron de que la limitación de la dorsiflexión podría ser una consecuencia de la lesión, y no la causa, pero dicha alteración fue medida en ambas extremidades (lesionada y no lesionada); por lo tanto, esto sugiere que el déficit de movilidad del tobillo no es una consecuencia o una adaptación a la lesión.

Weis & Whatman (2015) analizaron la biomecánica asociada con los síndromes de dolor femoropatelar y la lesión de LCA en deportes que involucran aterrizajes, cambios de dirección o desaceleraciones rápidas. Gran parte de la evidencia hallada se refiere a las articulaciones de la rodilla y cadera, pero la información encontrada sobre el tobillo se refería principalmente a la flexión plantar. Estos autores sugieren que una disminución de la flexión plantar en el momento del aterrizaje puede disminuir la capacidad del cuerpo para atenuar fuerzas en el tobillo; y a su vez, se requiere una absorción de fuerzas adicional en las articulaciones proximales (rodilla y cadera), lo que podría colocar a una carga excesiva a la rodilla y al LCA.

Mason-Mackay et al (2017) revisaron la evidencia de los efectos de una dorsiflexión restringida de tobillo en la mecánica de aterrizaje. Analizaron 6 artículos, y concluyeron que el rango de dorsiflexión de tobillo restringido puede alterar la mecánica del aterrizaje, y predisponer a los atletas a un mayor riesgo de lesión. Específicamente, la dorsiflexión limitada puede aumentar el movimiento frontal del pie (pronación), aumentar el valgo de rodilla, disminuir el movimiento sagital de la

rodilla y aumentar la FRS máxima. Aún así, los autores plantean que los resultados son inconsistentes entre los estudios porque hay muchas variaciones en las tareas de aterrizaje en cada estudio.

Lee et al (2018) se concentraron en la posición angular del tobillo en el contacto inicial y en la disipación de energía en la extremidad. Midieron la cinética y cinemática de las articulaciones de la extremidad inferior, en 27 adultos, durante un aterrizaje a una pierna. Un aterrizaje de estas características, es una tarea exigente que solicita significativamente al tobillo; además, la FRS puede variar entre 2 a 5 veces el peso corporal (Yeow et al 2011), por lo tanto los tejidos circundantes a la articulación tienen un importante rol en la absorción de estas fuerzas. Los principales hallazgos de Lee et al (2018) fueron que el ángulo de flexión plantar del tobillo en el contacto inicial del aterrizaje se correlaciona positivamente al trabajo negativo de la articulación del tobillo (el trabajo negativo es la disipación de energía a través de las contracciones musculares excéntricas). Esto significa que al tener mayores ángulos de flexión plantar de tobillo en el contacto inicial, la absorción muscular de las fuerzas externas aumentará, y al tener menores ángulos de flexión plantar ocurriría lo contrario. Esto es especialmente importante, dado a que en los análisis de video se suele observar una dorsiflexión de tobillo en el momento de la lesión (Podraza & White, 2010). También, en el estudio de Lee et al (2018), se evidenció que el ángulo del tobillo en el contacto inicial se correlacionó positivamente con la contribución del tobillo en el trabajo negativo total; además, existe una correlación negativa entre el ángulo de flexión del tobillo y el trabajo negativo de la cadera, y la contribución de la cadera al trabajo negativo total. En conclusión, los autores sugirieron que la mayor disipación de energía en el tobillo puede reducir las demandas en las articulaciones proximales (cadera), y el uso eficiente de la musculatura del tobillo puede reducir la energía absorbida por los elementos articulares pasivos en la rodilla (LCA).

Factores de riesgo en el pie

En los últimos años, se entabló una analogía entre la estabilidad del core lumbopélvico y la estabilidad del pie, por lo que surgió el concepto de "Foot-Core" o núcleo del pie (McKeon, Hertel, Bramble & Davis, 2015). Estos autores describieron la estructura del pie como un medio domo, resultante de la fusión de todos los arcos (transversales y longitudinales); a su vez, explicaron las contribuciones de los componentes activos, pasivos y neurales para mantener la estabilidad y flexibilidad del pie ante demandas cambiantes, estáticas y dinámicas. Dentro del sistema activo, la musculatura estabilizadora local representa a los músculos intrínsecos que se originan e insertan en el pie, y la musculatura motora global representa a los músculos extrínsecos que se originan en la pierna y se insertan en el pie. Los músculos estabilizadores locales tienen brazos de palanca pequeños, pequeñas áreas de sección transversal y sirven principalmente para estabilizar los arcos; los músculos motores globales tienen áreas de sección transversal más grandes, brazos de palanca amplios y sirven principalmente para producir movimiento, aunque también proporcionan cierta estabilidad al arco. Las funciones de los músculos motores globales y estabilizadores locales se interrelacionan, porque la función adecuada de los estabilizadores locales proporciona una base estable sobre la cual los motores primario pueden causar el movimiento. De la misma forma que en la inestabilidad en el core lumbopélvico, se sugirió que la inestabilidad en el core podal podría modificar la alineación y la movilidad normal de las extremidades inferiores. En este estudio se citaron dos artículos que han determinado el importante rol de la musculatura intrínseca del pie en el mantenimiento del arco medial; en uno de ellos se incita a la fatiga de la musculatura del pie mediante el ejercicio localizado, y en el otro se aplica un bloqueo nervioso en el nervio tibial (posterior e inferior al maléolo medial). El resultado de ambos estudios fue un aumento de la caída navicular y una pronación del pie.

La caída navicular y la pronación del pie fueron consideradas como un factor de riesgo para las lesiones de LCA; además son un discriminador significativo entre los grupos lesionados y no lesionados en el LCA (Alentorn-Geli et al, 2009). Por otra parte, los estudios de análisis de video mostraron una tendencia al pie plano asociado a un impacto en dorsiflexión en los sujetos lesionados (Koga, Nakamae, Shima, Bahr & Krosshaug, 2018). La pronación subtalar se combina a una rotación interna de la tibia, y en el plano frontal, la abducción tibial puede tener orígenes proximales (aducción de cadera) o distales (pronación excesiva); por lo tanto, se sugirió que los movimientos anormales de la extremidad inferior pueden ser influenciados de arriba-abajo y/o de abajo-arriba (Powers, 2003). En conclusión, una mala alineación del pie puede causar movimientos compensatorios en las articulaciones proximales, y las FRS pueden discurrir de distal a proximal de una manera poco óptima; es así, que se podrían generar cargas anormales y excesivas en los estabilizadores pasivos de la rodilla como el LCA. (Rath, Stearne, Walker & Cox, 2016; Powell, Queen & Williams, 2016).

Rath et al (2016) relacionaron el efecto del pie en el valgo de rodilla, en las FRS, y en la activación de la musculatura de cadera en atletas femeninas. Precisamente, analizaron las contribuciones del pie plano en la alineación de la rodilla, la activación muscular proximal y en la atenuación de las FRS en una maniobra de "broad jump-to-cut". Si bien sus resultados no mostraron diferencias significativas en las variables evaluadas (posiblemente por una pequeña muestra de participantes), el tamaño de efecto para algunas de las variables reveló cierta importancia clínica. Las FRS fue más alta en el grupo con mayor caída navicular (grupo pie plano) en comparación con el grupo de menor caída navicular (grupo pie rígido). Esto fue consistente con otro estudio que halló una capacidad reducida para atenuar las fuerzas de aterrizaje en aquellos sujetos que tienen una pronación excesiva del pie. Por lo tanto, se sugirió que un pie hipermóvil, que colapsa medialmente, puede incrementar la carga de trabajo en el resto de las estructuras estabilizadoras de la cadena cinética; precisamente, una base de apoyo menos rígida puede requerir una

restricción dinámica excesiva en la cadera para evitar el colapso medial de la extremidad.

Powell et al (2016) examinaron la cinemática y las FRS en las articulaciones de la extremidad inferior al aterrizar con un pie de alto y bajo arco. En estudios previos se ha demostrado que las personas con arcos altos tienen una mayor propensión a sufrir lesiones óseas en la cara lateral de la extremidad inferior, mientras que las personas con arcos bajos tienen mayores tasas de lesión en tejidos blandos de la cara medial de la extremidad inferior. En base a esto, se sugirió que la progresión de la FRS a través de la extremidad inferior podría ser modificada por las características intrínsecas del pie. Por ejemplo, un pie con bajo arco tiene una mayor flexibilidad y pronación en comparación a los pies normales o con alto arco; se ha demostrado que el la caída del arco puede reducir el brazo de palanca del tríceps sural, en consecuencia, se podrían requerir mayores esfuerzos musculares para disipar energía en el tobillo y en las articulaciones proximales, en comparación con los pies de alto arco. Finalmente, en el estudio de Powell et al (2016), se halló que los atletas con alto y bajo arco tuvieron una absorción de energía similar en el tobillo, pero los atletas con alto arco dependen menos de la absorción de energía en la musculatura proximal de la rodilla y cadera, en comparación con los sujetos de bajo arco. Por la disminución del trabajo en las articulaciones proximales al tobillo, el trabajo articular total (tobillo/rodilla/cadera) fue significativamente menor en los sujetos de alto arco. Si bien el trabajo articular en el tobillo fue similar entre los sujetos con alto y bajo arco, las contribuciones del tobillo difirieron aproximadamente del 20% (bajo arco) al 40% (alto arco) en el trabajo negativo total de la extremidad. Por lo tanto, se concluyó que la estructura anormal del pie puede modificar las estrategias utilizadas para atenuar las cargas durante un aterrizaje; específicamente, los sujetos con alto arco exhibieron una contribución significativamente mayor (o más eficiente) del complejo pie-tobillo, y los sujetos con bajo arco exhibieron una mayor contribución de la cadera. Por lo tanto, Rath et al (2016) sugirió que un pie valgo requiere una mayor demanda de las articulaciones proximales, y Powell et al (2016) lo comprobó.

Tabla 1.

Resumen de resultados: factores cinemáticos asociados a la lesión de LCA.

Articulación	Factores cinemáticos asociados a la lesión
Pie	❖ Caída navicular-Pie plano (Alentorn-Geli et al, 2009; Powell et al, 2016; Rath et al, 2016) ❖ Pronación de la articulación subtalar (Alentorn-Geli et al, 2009; Powell et al, 2016; Rath et al, 2016)
Tobillo	❖ Limitación de la dorsiflexión-ROM reducido durante maniobras atléticas (Bell et al, 2013; Dill et al, 2014; Mason-Mackay et al, 2017; Wahlstedt & Rasmussen-Barr, 2015). ❖ Aterrizaje con el pie en dorsiflexión (Podraza & White, 2010) ❖ Disminución de la flexión plantar en el momento del contacto inicial del aterrizaje (Lee et al, 2018; Weis & Whatman, 2015)
Rodilla	❖ Limitación de la flexión. (Alentorn-Geli et al, 2009; Blackburn & Padua, 2008; Dai et al, 2012; Hashemi et al 2011; Hewett et al, 2010, Podraza & White, 2010; Pollard et al, 2010; Quatman et al, 2010; Shimokochi & Shultz, 2008) ❖ Abducción tibial excesiva (Besier et al, 2003; Smeets et al, 2019; Shimokochi & Shultz, 2008) ❖ Rotación tibial interna (+) /externa excesiva (Quatman et al, 2010; Shimokochi & Shultz, 2008) ❖ Traslación tibial anterior (Hashemi et al, 2011; Quatman et al, 2010; Podraza & White, 2010; Blackburn & Padua, 2008)
Cadera	❖ Limitación de la flexión (Alentorn-Geli et al, 2009, Reiman et al, 2009; Pollard et al, 2010; Kipp et al; 2011) ❖ Disminución de la velocidad de flexión, o extensión, de cadera durante una flexión de rodilla (Hashemi et al, 2011) ❖ Aducción femoral excesiva (Imwalle et al, 2009; Reiman et al, 2009; Powers, 2010) ❖ Rotación interna femoral excesiva (Reiman et al, 2009, Powers, 2010)
Tronco	❖ Desplazamiento lateral excesivo hacia la extremidad en apoyo (Zazulak et al, 2007; Powers, 2010) ❖ Maniobras atléticas con el tronco erecto (Blackburn & Padua, 2008; Powers, 2010; Hashemi, 2011) ❖ Desplazamiento posterior del tronco por detrás de la extremidad en apoyo (Hashemi, 2011; Sheehan et al, 2012). ❖ Rotación del tronco en la dirección opuesta a la dirección del corte (Fox, 2018).

Tabla 2.

Resumen de resultados: factores de riesgo neuromusculares-biomecánicos para la lesión de LCA.

Articulación	Factores neuromusculares y biomecánicos	Posibles consecuencias
Pie	1-Debilidad o falta de control motor de la musculatura intrínseca del pie (Powers, 2003; Alentorn-Geli et al, 2009; McKeon et al, 2015; Rath et al 2016).	1-Caída navicular-pronación subtalar, rotación interna y aducción tibial, mayores FRS, aumento de la demanda de trabajo en articulaciones proximales (rodilla-cadera)
Tobillo	1-Dorsiflexión limitada por la rigidez del complejo gastrocnemio-sóleo (Bell et al, 2013; Dill et al, 2014; Wahlstedt & Rasmussen-Barr, 2015; Mason-Mackay et al, 2017)	1-Pronación subtalar, rotación interna tibial, abducción tibial (valgo de rodilla), menor flexión de rodilla, mayores FRS máximas
	2-Disminución de la capacidad y la contribución de trabajo negativo (excéntrico) en el complejo gastrocnemio-sóleo (Podraza & White, 2010; Weis & Whatman, 2015; Lee et al, 2018).	2-Mayor FRS máxima, mayores demandas de trabajo en la rodilla y la cadera, mayor traslación tibial anterior (no resistida por el sóleo).
Rodilla	1-Debilidad, desequilibrios o retrasos en la co-activación muscular; precisamente entre cuádriceps e isquiotibiales, y entre los grupos musculares laterales y mediales, con una tendencia a la dominancia del cuádriceps y de la musculatura lateral (Besier et al, 2003; Alentorn-Geli et al, 2009; Hewett et al, 2010; Hashemi et al, 2011; Hughes, 2014; Smeets et al, 2019).	1-Menor flexión de rodilla y/o cadera, mayores momentos en el plano frontal y transversal (ej.abducción y rotación interna de rodilla), mayor tendencia a la traslación tibial anterior.

Tabla 2-continuación

Articulación	Factores neuromusculares y biomecánicos	Posibles consecuencias
Cadera	1-Debilidad o control motor alterado de los músculos abductores y rotadores externos (Imwalle et al, 2009; Reiman et al, 2009; Powers, 2010; Hughes, 2014). 2-Debilidad o control motor alterado de los músculos extensores de cadera. (Pollard et al, 2010; Tsai et al, 2017; Powers, 2010) 3-Disminución de la capacidad y la contribución de trabajo negativo (excéntrico) en la cadera (Blackburn & Padua, 2008; Powers, 2010; Pollard et al, 2010; Pollard et al, 2017)	1-Mayores momentos en el plano frontal y transversal de la rodilla que "precargan" el LCA, y son potencialmente peligrosos si se combinan a la traslación anterior. 2-Aterrizaje rígido (con menor flexión de cadera), menor trabajo excéntrico de los músculos extensores de cadera, menor absorción de energía en la cadera, mayor mayores fuerzas de cizallamiento anterior y compresión tibiofemoral, mayor sobrecarga de los músculos extensores de rodilla, mayores momentos de valgo en la rodilla. 3-Mayor FRS, Mayor demanda de trabajo excéntrico en la rodilla, momentos de abducción de rodilla incrementados.
Tronco	1-Propiocepción alterada y control neuro- muscular inadecuado del CORE (Zazulak et al, 2007; Powers, 2010; Fox, 2018) 2-Alteración postural estática o dinámica, por debilidad o desequilibrio entre los rotadores pélvicos anteriores y posteriores (Alentorn-Geli et al, 2009, Powers, 2010).	1-Desplazamientos excesivos del tronco que producen cambios en el vector de la FRS y modifican las cargas experimentadas en la rodilla. Por ejemplo, un desplazamiento lateral excesivo del tronco que, mueve la línea vertical de la FRS, y aplica momentos de abducción en la rodilla. 2-Una rotación pélvica anterior (cadera en flexión y rotación interna) puede modificar los brazos de palanca y las características óptimas de tensión para glúteos e isquiotibiales. También induce el colapso en valgo de la extremidad, con una mayor pronación del pie. Y si se asocia a una hiperlordosis, el desplazamiento posterior del centro de masa puede modificar la mecánica en la cadera.

Discusión

Los resultados del presente estudio parecen respaldar los conceptos propuestos por Gray Cook y Michael Boyle. Varios factores neuromusculares y biomecánicos alteran los patrones de movimiento, y cuando se combinan contribuyen a los mecanismos de lesión. Diversas alteraciones multiplanares, en toda la cadena cinética, se combinan para finalmente cargar el LCA y aumentar el riesgo de lesión. Todas las articulaciones del tren inferior y la espalda baja parecen estar implicadas, directa o indirectamente, en la lesión del LCA. Finalmente, los factores que contribuyen a una cinemática considerada de riesgo, parecen asociarse a trastornos de movilidad y estabilidad interrelacionados entre si. Pero, en algunas ocasiones no se puede precisar si un problema de movilidad causa un problema de estabilidad, o viceversa.

Primero se clasificarán y relacionarán los factores que se consideraron como déficit de movilidad o estabilidad; luego, se explicará cómo dichos déficit alteran los patrones de movimiento; para concluir, se interpretará como los patrones de movimiento alterados pueden favorecer el mecanismo y el riesgo de lesión.

Déficit de movilidad y estabilidad asociados a lesión de LCA

Déficit de movilidad asociados a la lesión de LCA

Limitación del rango de movimiento de tobillo

El rango de movimiento representa la diferencia entre el ángulo del tobillo en el contacto inicial y la dorsiflexión máxima. Por lo tanto, una limitación del ángulo de dorsiflexión máxima, o una estrategia de aterrizaje con un contacto inicial del tobillo en dorsiflexión, pueden disminuir el rango de movimiento disponible para que el tríceps sural realice un trabajo excéntrico y disipe energía, lo que aumenta la FRS máxima que actúa sobre la extremidad. Además, cómo el tobillo está vinculado cinéticamente a la rodilla y al pie, una limitación de la amplitud de movimiento sagital en el tobillo restringe movilidad sagital en la rodilla; y también, la movilidad sagital disminuida en el tobillo contribuye a la movilidad frontal (pronación y valgo) en los segmentos vecinos. Una pronación del pie se asocia a una rotación interna tibial, que tensa el LCA; también, una pie plano produce una mayor demanda de trabajo negativo en las estructuras proximales (cadera y rodilla). Se podría pensar que si esta mayor demanda de las estructuras proximales se acompaña de una buena co-activación y capacidad de contracción de la musculatura de la cadera y rodilla, no generaría mayores problemas; en cambio, si la musculatura de la cadera y rodilla tiene una función pobre, la alineación de la extremidad inferior sucumbiría ante las FRS, y el riesgo de lesión en la rodilla aumentaría.

Por otra parte, se requiere mayor investigación de las contribuciones del complejo gastrocnemio-sóleo en la traslación tibial anterior. Un mayor trabajo en esta musculatura podría reducir la traslación tibial anterior de dos formas. El sóleo tiene una inserción directa en la parte proximal de la tibia. El aumento de tensión pasiva (desde la flexión plantar a la dorsiflexión) y la contracción considerable que ejerce este músculo podría contrarrestar la traslación tibial anterior. Se cree que los

gastrocnemios son antagonistas del LCA, aunque la evidencia no sea muy concluyente de ello. La contracción de estos músculos biarticulares, mientras se acortan en la rodilla (por la flexión) y se alargan en el tobillo (por la dorsiflexión) puede ser importante para disipar la FRS.

En conclusión, una mayor flexión de tobillo-rodilla y una menor FRS pueden disminuir la traslación tibial anterior. También, un empleo óptimo de la musculatura desaceleradora (sagital) del tobillo, evitaría las cargas perjudiciales de la rodilla en el plano frontal y transversal.

Limitación del rango de movimiento de cadera

Al igual que en el tobillo, el grado de movilidad de la cadera puede tener influencias positivas o negativas sobre la rodilla. Una tendencia a limitar la movilidad sagital de la cadera, e incrementar la movilidad frontal y transversal, parece estar asociada a la lesión del LCA. La limitación de la flexión de cadera posiblemente sea causada por un control motor deficiente, o una debilidad de la musculatura extensora. Pero otros factores, como la posición del tronco en el plano sagital, pueden facilitar (flexión del tronco hacia delante) o dificultar (tronco erecto o flexionado hacia atrás) el grado de movilidad sagital de la cadera. Una reducción de la flexión de la cadera representa una subutilización de la musculatura extensora en el trabajo negativo total de la extremidad. Por lo tanto, las FRS que no se contrarrestan en la cadera (una articulación dotada de potentes músculos para dicho trabajo), podría repercutir sobre:

- La estabilidad de la cadera: Por su geometría, es una de las articulaciones con mayor movilidad del cuerpo humano. Para controlar toda la movilidad que dispone, múltiples músculos asociados al SNC garantizan la estabilidad estática y dinámica de la cadera. Si la flexión de cadera se restringe, aparecen mayores momentos de aducción y rotación interna como compensación; y a la vez, las FRS son mayores. Como resultado, la musculatura estabilizadora del plano frontal (glúteo medio) y transversal se vería sobrepasada, y el colapso en valgo de la extremidad sería inminente.
- La estabilidad del tronco: Parece haber una tendencia a que el tronco se desplace para compensar la estabilidad insuficiente en la cadera. Los desplazamientos del tronco mueven el vector de la FRS; de esta forma modifican los momentos externos que actúan sobre la cadera, y la demanda de la musculatura de la región. Como se halló en esta revisión, los desplazamientos laterales del tronco, son una estrategia para aminorar la demanda de los abductores de cadera (Glúteo medio); y los desplazamientos

posteriores del tronco, una estrategia para aminorar la demanda de la musculatura extensora de la cadera (Glúteo mayor). Pero los desplazamientos laterales o posteriores del tronco, si bien son una estrategia que favorece la mecánica en la cadera, pueden contribuir a la abducción o traslación tibial anterior en la rodilla, respectivamente. Incluso, la combinación de ambos, puede ser potencialmente riesgosa, porque se ha comprobado que la abducción de rodilla puede precargar al LCA y favorecer la traslación tibial anterior (por una disminución de la coaptación articular tibio-femoral interna). Es controversial aseverar que los desplazamientos del tronco representan un "control alterado del CORE"; de hecho, el desplazamiento del tronco es una medida de compensación de los déficit en otra región, por lo tanto, esto se puede entender como una estrategia necesaria del CORE. El problema podría no hallarse en el desplazamiento del tronco en si mismo, sino, en lo excesivo de dicho desplazamiento; por lo tanto, es aquí donde el nivel de propiocepción y control motor del tronco podrían ser determinantes.

- La estabilidad de la rodilla: Una menor utilización de la cadera en el trabajo negativo total y en la absorción de energía (Ej.en el típico aterrizaje erecto), podría sobrecargar a la rodilla con mayores FRS y momentos externos de flexión y abducción. Para contrarrestar esto, tienen que existir momentos internos suficientes de extensión y aducción en la rodilla. Si la co-activación muscular no puede proveer estos momentos internos de una forma óptima, la abducción de la rodilla y traslación tibial anterior podrían predisponer a la lesión del LCA. Existe controversia, en el momento de determinar cuál es el factor principal para desencadenar la traslación tibial anterior; podría ser la contracción excesiva del cuádriceps (por las mayores demandas en un aterrizaje erecto), o una FRS excesiva (en una rodilla poco flexionada y geométricamente desfavorable). Aún así, la disminución de la flexión de cadera puede contribuir a que se generen estos dos factores potenciales de lesión.

Una maniobra de corte o aterrizaje, requieren de una flexión gradual y amplia de la cadera durante toda la fase de apoyo. Las maniobras con una mayor flexión de cadera en el contacto inicial parecen estar asociadas a mayores momentos de valgo y rotación interna. Esto podría interpretarse igual que en el tobillo. Cuando se aterriza con un tobillo en dorsiflexión el rango de movimiento disponible para la desaceleración y absorción de energía decrece; por lo tanto, cuando se aterriza con una cadera en flexión acentuada sucedería lo mismo. Además, es necesario tener en cuenta que la capacidad del glúteo mayor para estabilizar la cadera en el plano transversal, puede decrecer conforme se flexiona la cadera más allá de los 60° (por la inversión de las acciones musculares). Entonces, lo recomendado podría ser aterrizar con un mayor rango de movimiento recorrido (desde la extensión a la flexión), y no con una mayor flexión en el contacto inicial con el suelo; dos ideas que se pueden confundir al recomendar una "mayor flexión de cadera" para disminuir el riesgo de una lesión de LCA.

Déficit de estabilidad asociados a la lesión de LCA

En el estudio de McKeon et al (2015) se nombraron los componentes de la estabilidad lumbopélvica, conocidos como "control" y "capacidad". El control es la coordinación intermuscular. y la capacidad, es la fuerza y resistencia requeridas para soportar las cargas mecánicas. El control y capacidad se complementan entre si para proporcionar la estabilidad a una articulación o segmento. Este concepto, inicialmente vinculado a la estabilidad lumbopélvica, podría trasladarse a todas las articulaciones estables del modelo Joint by Joint. El punto positivo de esta forma de pensamiento es que vincula lo neuromuscular y lo mecánico, y en la lesión de LCA, factores de riesgo de ambos tipos contribuyen a los mecanismos perjudiciales. El control del arco medial del pie, la co-activación de la musculatura de la rodilla, las contribuciones de la musculatura glútea y la propiocepción-control del tronco son los factores más estudiados de cada segmento con respecto a la inestabilidad en las lesiones de LCA.

Debilidad o control motor deficiente de la musculatura intrínseca y extrínseca del pie

Por ser el primer punto de contacto con el suelo, el pie tiene que poseer un óptimo control neuromuscular para soportar las cargas que discurren desde y hacia el CDM. El control y la capacidad deficientes del "core podal", específicamente de la musculatura intrínseca (4 capas de músculos plantares) y extrínseca (músculos tibiales-supinadores) del pie, podrían iniciar un colapso medial de la extremidad inferior. En conclusión, la inestabilidad del pie puede afectar a la cadera y rodilla por dos mecanismos:

- Modificaciones cinemáticas inducidas por el colapso del pie: La caída del domo podal arrastra y modifica el posicionamiento de los segmentos más proximales. La posible secuencia de mal-alineaciones podría ser una caída del arco interno, pronación anormal subtalar, eversión del tobillo, rotación interna y abducción tibial, aducción y rotación interna femoral. A su vez, esta

mal alineación de la extremidad inferior puede modificar la distancia entre las inserciones, los brazos de palanca y el nivel de tensión de la musculatura, y finalmente podría representar una potencial desventaja mecánica y reducción de la eficiencia muscular.

- Sobrecarga de trabajo en las articulaciones proximales: Una disminución en la eficiencia de la atenuación de las FRS en el complejo tobillo-pie puede sobrecargar de trabajo las articulaciones proximales; si las articulaciones proximales no poseen suficiente movilidad y/o estabilidad se podría acrecentar la mala alineación dinámica.

Debilidad o control motor deficiente de la cadera

El rol de la musculatura de cadera en la estabilización de la rodilla parece ser un componente crucial para prevenir la lesión de LCA. El control de la aducción y rotación interna es fundamental para evitar el colapso medial de la extremidad y la carga de las estructuras pasivas. Se requieren niveles adecuados de control y capacidad de la musculatura abductora y rotadora externa (glúteo medio) para poder evitar:

- Directamente, la aducción y rotación interna femoral
- Indirectamente, la abducción y rotación interna tibial, y la pronación excesiva del pie.

Si la musculatura estabilizadora local de la cadera puede mantener la alineación del fémur y la pelvis, se daría una base estable para un movimiento óptimo en el plano sagital, y con ello el trabajo muscular extensor será más eficiente. También, sin la apertura medial de la rodilla (favorecida por el valgo) se distribuiría la FRS de manera óptima a través de la articulación, las cargas no se concentrarían en el compartimiento lateral, y la mayor coaptación del compartimiento medial podría favorecer la estabilidad de la rodilla ante la traslación tibial anterior. Por otro lado, una mayor estabilidad de la cadera evitaría el colapso del pie o los desplazamientos

compensatorios del tronco que pueden asociarse a una carga perjudicial en la rodilla durante las maniobras deportivas.

Es importante destacar que el glúteo medio no está diseñado par a producir fuerzas muy grandes en movimientos o posiciones extremas de la cadera; aún así, parece que la sobrecarga de este músculo para la hipertrofia se da de manera más eficiente en condiciones de alargamiento y ejercicio excéntrico (Ward, Winters & Blemker, 2010). Por lo tanto, esta es una consideración preventiva importante, dado a que mejorar la capacidad muscular excéntrica en los rangos de mayor alargamiento, puede atenuar la desventaja que tiene esta musculatura en las posiciones extremas de la cadera.

Debilidad o control motor del tronco

Como ya se mencionó a lo largo de este trabajo, la estabilidad dinámica del tronco no tendría lugar sin una correcta estabilidad pélvica. De todas formas, sería inoportuno no considerar que el segmento lumbar posee un sistema neuromuscular propio diseñado para controlar el movimiento en el segmento. Hay músculos estabilizadores (Ej.intertransversos, multífido y transverso del abdomen); y motores (Ej.cuadrado lumbar), que actúan principalmente para controlar el movimiento con su contracción isométrica y excéntrica. Los músculos deben tener una longitud, fuerza y resistencia óptimos (capacidad), y también deben ser capaces de activarse correctamente (control). Durante el movimiento de las extremidades inferiores se necesita una contracción isométrica óptima de los músculos del tronco (ej.transverso) para estabilizar las inserciones proximales de los músculos del miembro inferior; además, la contracción excéntrica (ej.cuadrado lumbar) puede ser importante para controlar la flexión lateral excesiva hacia el lado opuesto, y luego, para el retorno a la posición neutral con su contracción concéntrica (Sahrmann, 2005). Una mayor propiocepción del tronco puede mejorar las respuestas neuromusculares que se dan ante perturbaciones del equilibrio, sobre todo, en la

pelvis y la cadera. Dichas respuestas musculares, se alimentan de información sensitiva proveniente de los receptores capsulo-ligamentarios, fasciales, y musculares; los pequeños músculos intertransversos pueden tener un importante rol en el control de la flexión lateral, dado a que tienen una gran cantidad de husos neuromusculares, y pueden proveer información sensitiva que enriquezca la elaboración de estrategias de control del movimiento.

Al igual que el pie, pero en este caso de proximal a distal, las mal-alineaciones de la zona lumbopélvica (ej. ante un desequilibrio muscular local) podrían modificar los patrones de carga de la extremidad inferior en situación estática y dinámica; pero sobre todo en las dinámicas, dado a que se aplican cargas que superan varias veces el peso corporal. Se necesita una mayor investigación de cómo las alineaciones lumbopélvicas pueden contribuir a la carga y a la lesión del LCA; por ejemplo, la elevación de una hemipelvis con respecto a la otra colocaría una cadera en abducción (del lado descendido) y otra en aducción (del lado ascendido) (Sahrmann, 2005), y a su vez esto podría modificar la progresión de la FRS por la extremidad y la capacidad mecánica de respuesta muscular (cambios en la tensión y palanca de distintos músculos). Identificar las alteraciones posturales del tronco que están vinculadas a un riesgo aumentado de lesión en el LCA podría ser otra variable a tener en cuenta para tener éxito en los programas preventivos.

Debilidad o control motor de la rodilla

Se podría creer que la rodilla es el último eslabón de la cadena cinética para controlar la alineación y reducir la carga en el LCA. Esta articulación queda cruzada, y sometida a una "prensa", por las fuerzas proximales (Fuerza de impacto) y distales (FRS). Durante años se hipotetizó que la contracción aislada y excesiva de algunos grupos musculares (cuádriceps) podría ser la responsable de la mecánica lesiva (traslación tibial anterior); la evidencia actual parece respaldar que una co-activación anormal (ausente, retrasada o desequilibrada) podría no proteger contra las fuerzas

que atraviesan la articulación, y de esta manera tienden a generar movimiento hacia donde menos resistencia se le oponga. En dicho caso, la co-activación equilibrada de la musculatura medial-lateral o anterior-posterior de la rodilla podría favorecer una protección extra para las mal-alineaciones multiplanares de la rodilla y la sobre-distensión del LCA. Sería apropiado que se determine el rol de otros músculos, más allá del cuádriceps y los isquiotibiales, en la estabilización dinámica de la rodilla durante maniobras deportivas riesgosas. La acción del grácil, el sartorio o el tensor de la fascia lata podrían ser algunos de los músculos que, directa o indirectamente, contribuyan en los mecanismos de lesión y en la carga o descarga del LCA.

En base a la evidencia, se puede concluir que la mejor activación y capacidad de la musculatura medial y posterior del muslo, podría disminuir la abducción tibial y la traslación tibial anterior, respectivamente. Una estrategia de activación con predominio de los músculos laterales (bíceps femoral y vasto lateral) parece estar asociada a un aterrizaje con menor flexión de rodilla-cadera; a su vez, este tipo de co-activación muscular (predominante lateral), y un aterrizaje rígido, se asocian a una mayor tensión y riesgo de lesión del LCA. Algunos autores sugieren que la co-activación de los isquiotibiales mediales y el vasto lateral es esencial para mantener la coaptación del compartimiento medial de la rodilla. Sin embargo, resulta complejo asegurarse de que hay una correcta co-activación muscular en la rodilla mientras se ejecuta un ejercicio durante la práctica diaria; por lo tanto, deberían estudiarse en profundidad los ejercicios que mejoran la activación y la eficiencia de la musculatura posteromedial durante los patrones de movimiento riesgosos.

Patrones de movimiento subóptimos asociados a la lesión de LCA

En conclusión, todos los déficit de movilidad y estabilidad antes descritos contribuyen a la ejecución de un patrón de movimiento global subóptimo que finalmente aumenta la carga en el LCA. En esta sección se agruparan todos los componentes de un patrón de movimiento riesgoso, y contra más de estos componentes estén presentes mayores probabilidades habría para que se produzca la lesión.

- Contacto inicial con el pie plano, pronación subtalar y dorsiflexión del tobillo.
- Pie apoyado lejos del centro de masa, con una mayor distancia medial-lateral y/o anterior-posterior (con una mayor flexión o abducción de cadera).
- Rodilla (tibia) abducida y rotada internamente.
- Cadera (fémur) aducida y rotada internamente.
- Impacto del pie al momento del contacto inicial con los dedos orientados hacia medial.
- Rodilla y cadera en flexión acentuada en el contacto inicial con el suelo, o con un menor rango de movimiento total de flexión.
- Tronco erecto, con un desplazamiento excesivo hacia lateral y/o posterior, y rotado hacia la pierna de apoyo al momento de un corte hacia la dirección opuesta.

[Imágenes en el anexo]

Joint by Joint: un modelo guía para la lesión de LCA sin contacto

Muchos estudios han descrito los factores cinemáticos y cinéticos vinculados a la lesión sin contacto de LCA. Trastornos multiplanares en la alineación intersegmentaria, momentos de fuerza excesivos y patrones de movimiento poco eficientes, son factores que parecen contribuir tanto al riesgo de lesión como al rendimiento deportivo y, a su vez, todos ellos parecen manifestarse por alteraciones de movilidad o estabilidad. La idea de articulaciones móviles y estables del modelo Joint by Joint parece estar alineada a las contribuciones que debería realizar cada articulación durante la ejecución de las maniobras deportivas más riesgosas (ej.corte y aterrizaje). También, la interdependencia segmentaria (pilar fundamental del modelo JbJ), parece ser una forma de pensamiento acertada para hallar e interpretar los factores de riesgo y los mecanismos de lesión. Se ha encontrado evidencia, aunque en algunos casos no libre de controversia, de que las articulaciones se interrelacionan en su función y disfunción. Las influencias proximales y distales a la rodilla modifican la cinética y cinemática de la articulación, y por lo tanto también varían la carga impuesta sobre el LCA. Se comprobó que la regla del modelo JbJ de "observar las articulaciones por arriba y por debajo al sitio de la lesión" es una guía teórica acertada para los esfuerzos preventivos; aunque primero deberán realizarse estudios para determinar la efectividad del modelo JbJ en programas preventivos destinados a modificar los factores de riesgo y la tasa de incidencia de la lesión de LCA.

En base a los hallazgos de este estudio, un programa de acondicionamiento preventivo orientado a una lesión sin contacto de LCA debería requerir, en primer instancia, una evaluación profunda de los déficit de estabilidad y movilidad en la función. Una buena forma de hallar los déficit funcionales en la práctica diaria podría ser a través de la observación crítica de la postura y los patrones de movimiento. Las mal-alineaciones en condiciones dinámicas pueden deberse a

desequilibrios en la co-activación muscular, o a una estrategia insuficiente de trabajo negativo en el plano sagital. El ruido excesivo, en el momento del contacto inicial con el suelo, puede relacionarse a una estrategia deficiente de absorción del impacto, y suele asociarse a un aterrizaje erecto en un perfil con dominancia de cuádriceps. Las asimetrías entre una extremidad y otra durante la ejecución de maniobras a una y a dos piernas, pueden indicar déficits de movilidad o estabilidad en los hemicuerpos (dominancia de miembro); aunque, también pueden deberse a adaptaciones "normales" del deporte. Por otro lado, la alineación estática de los segmentos puede brindar una noción de los desequilibrios y dominancias musculares que, si se contrasta con la alineación dinámica, pueden identificarse patrones de carga riesgosos para la lesión de LCA.

En base a los hallazgos de este estudio, y bajo la línea del modelo JbJ, las recomendaciones de acondicionamiento preventivo para futuras investigaciones y programas filácticos podrían resumirse en:

- Aumentar el rango de movimiento sagital de cadera y tobillo, e incrementar la fuerza y la activación de la musculatura posterior (glúteo mayor, isquiotibiales y tríceps sural).
- Incrementar la activación y la fuerza de la musculatura abductora y rotadora externa de cadera. Debe haber un especial énfasis en la pre-activación del glúteo medio en las maniobras de aterrizaje y corte, es decir, activar el glúteo medio antes del contacto inicial; y también, en el fortalecimiento de la musculatura abductora y rotadora externa en ángulos de flexión pronunciados (en dónde hay desventaja mecánica para controlar los momentos de aducción y rotación interna).
- Mejorar el control neuromuscular y la capacidad de contracción de la musculatura isquiotibial para el control de las mal alineaciones tridimensionales de la rodilla. Con especial énfasis en la activación de la musculatura medial (semimembranoso-semitendinoso) mientras se realizan maniobras de corte y aterrizaje con flexión progresiva de tronco, cadera y

rodilla.

- ❖ Mejorar el control neuromuscular del CORE lumbopélvico y podal con un especial foco en la fuerza/resistencia de la musculatura intrínseca (estabilizadores locales) y en las respuestas del sistema sensitivo-motor ante condiciones dinámicas y perturbaciones del equilibrio.
- ❖ Identificar los patrones de movimiento riesgosos, y brindar las condiciones óptimas para su correción en situaciones (específicas del deporte) cada vez más exigentes.

Conclusión

Los esfuerzos kinefilácticos dedicados a la lesión de LCA sin contacto podrían tener una potencial mejora en su efectividad si se emplea una intervención multi-articular y multi-planar. Es una lesión compleja, grave, y multifactorial, por lo tanto, guiar los estudios y las intervenciones con el modelo Joint by Joint facilita su abordaje. Además, este modelo podría lograr una mejora sustancial en el éxito de los programas preventivos orientados a la lesión de LCA; principalmente, porque se procura hallar y modificar los componentes patológicos ubicados en toda la cadena cinética. Otro punto positivo, es que en el modelo Joint by Joint se involucra a una interpretación de los patrones de movimiento, y se pone principal atención en detectar y corregir los déficit de movilidad y estabilidad que convierten a las maniobras deportivas en riesgosas. Esto lo diferencia de otras modalidades de estudio e intervención, que procuran hallar y corregir factores de riesgo sin establecer relaciones con la función, el movimiento.

Sugerencias para futuras investigaciones

- En base a los hallazgos de esta revisión, las futuras investigaciones deberán determinar los cambios reales en los factores de riesgo y en las tasas de lesión de LCA sin contacto, luego de una intervención guiada con el modelo Joint by Joint.
- La cinética y cinemática de la extremidad varía por los cambios en cada uno de los componentes articulares. La lesión de LCA tiene influencias patológicas de muchas articulaciones y en muchos planos, por lo tanto se sugiere que en las futuras investigaciones se debería optar por un enfoque más abarcativo e interrelacionado de las estructuras y funciones corporales.
- En la lectura del material de este estudio, se han hallado otras lesiones en las extremidades inferiores que pueden tener influencias multiarticulares. Sería relevante que otros autores determinen y describan los déficit de movilidad y estabilidad que se asocian a otras entidades patológicas.

Bibliografía

Alentorn-Geli, E., Myer, G.D., Silvers, H.J., Samitier, G., Romero, D., Lazora-Haro, C., Cugat, R. (2009). P*revention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players: Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc,* 17 (7):705-29.

Bell, D.R., Oates, D.C., Clark, M.A., Padua, D.A. (2013). *Two- and 3-dimensional knee valgus are reduced after an exercise intervention in young adults with demonstrable valgus during squatting*. J Athl Train, 48(4):442-9.

Besier, T.F., Lloyd, D.G., Ackland, T.R. (2003). Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. Med Sci Sports Exerc, 35(1):119-27.

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):313-9.

Boyle, M. (2007). *A Joint-by-Joint Approach to Training.* Strength Coach. Recuperado de: https://www.strengthcoach.com/public/1282.cfm

Boyle, M. (2012), *Advances in functional training,* California USA, On Target Publications.

Boyle, M., (2017), *New functional training for sports,* Madrid España, Ediciones Tutor.

Cook, G., (2003), *Athletic body in balance,* Illinois USA, Human Kinetics.

Cook, G., (2010), *Movement: functional movement systems: screening, assessment, corrective strategies,* California USA, On Target Publications.

Dai, B., Herman, D., Liu, H., Garrett, W.E., Yu, B. (2012). *Prevention of ACL Injury, Part I: Injury Characteristics, Risk Factors, and Loading Mechanism. Research in Sports* Medicine: An International Journal, 20 (3-4):180-197

de Fontenay, B.P., Argaud, S., Blache, Y., Monteil, K. (2014). *Motion alterations after anterior cruciate ligament reconstruction: comparison of the injured and uninjured lower limbs during a single-legged jump*. J Athl Train, 49(3):311-6.

Dill, K.E., Begalle, R.L., Frank, B.S., Zinder, S.M., Padua, D.A. (2014) *Altered knee and ankle kinematics during squatting in those with limited weight-bearing-lunge ankle-dorsiflexion range of motion.* J Athl Train, 49(6):723-32.

Fong, C.M., Blackburn, J.T., Norcross, M.F., McGrath, M., Padua, D.A. (2011). Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. J Athl Train, 46(1):5-10.

Fox, A.S. (2018). *Change-of-Direction Biomechanics: Is What's Best for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Also Best for Performance?*. Sports Med, 48(8):1799-1807.

Griffin, L.Y., Albohm, M.J., Arendt, E.A., Bahr, R., Beynnon, B.D., DeMaio, M., Dick, R.W., Engebretsen, L., Garrett, W.E., Hannafin, J.A., Hewett, T.E. (2006). *Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005.* Am J Sports Med, 34(9):1512-1532.

Hashemi, J., Breighner, R., Chandrashekar, N., Hardy, D.M., Chaudhari, A.M., Shultz, S.J., Slauterbeck, .J.R., Beynnon, B.D. (2011). *Hip extension, knee flexion paradox: A new mechanism for non-contact ACL injury*. Journal of Biomechanics, 44: 577–585.

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, 5(4):234-51.

Hewett, T.E, Myer, G.D. (2011). *The mechanistic connection between the trunk, hip, knee, and anterior cruciate ligament injury*. Exercise and sport sciences reviews, 39(4):161-6.

Hewett, T.E, Bates. N.A. (2017). *Preventive biomechanics: A paradigm shift with a translational approach to injury prevention*. Am J Sports Med. 45(11):2654-2664.

Hughes, G. (2014). *A review of recent perspectives on biomechanical risk factors associated with anterior cruciate ligament injury. Res Sports Med, 22(2):193-212.*

Imwalle, L.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Hewett, T.E. (2009). *Relationship Between Hip and Knee Kinematics In Athletic Women During Cutting Maneuvers: A Possible Link to Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury and Prevention*. J Strength Cond Res, 23(8):2223-30.

Kipp, K., McLean S.G., Palmieri-Smith, R.M. (2011). *Patterns of hip flexion motion predict frontal and transverse plane knee torques during a single-leg land-and-cut maneuver.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 26(5):504-8.

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*. Am J Sports Med, 46(2):333-340.

Lee, J., Song, Y., Shin, C.S. (2018). *Effect of the sagittal ankle angle at initial contact on energy dissipation in the lower extremity joints during a single-leg landing*. Gait Posture, 62:99-104.

Mason-Mackay, A.R., Whatman, C., y Reid, D. (2017). *The effect of reduced ankle dorsiflexión on lower extremity mechanics during landing: a systematic review.* Journal of Science and Medicine in Sport, 20(5):451-458.

McKeon, P.O., Hertel, J., Bramble, D., Davis, I. (2015). *The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function*. Br J Sports Med, 49(5):290.

McLean, S.G., Huang, X., Van den Bogert, A.J. (2005). *Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 20(8):863-70.

Omi, Y., Sugimoto, D., Kuriyama, S., Kurihara, T., Miyamoto, K., Yun, S., Kawashima, Y., Hirose, N. (2018). *Effect of Hip-Focused Injury Prevention Training for Anterior Cruciate Ligament Injury Reduction in Female Basketball Players: A 12-Year Prospective Intervention Study.* Am J Sports Med, 46(4):852-861.

Podraza, J.T., White, S.C. (2010). *Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: implications for the non-contact mechanism of ACL injury*. Knee, 17(4):291-5.

Pollard, C.D., Sigward, S.M., Powers, C.M. (2010). *Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments*. Clin Biomech, 25(2): 142.

Pollard, C.D., Sigward, S.M., Powers, C.M. (2017). *ACL Injury Prevention Training Results in Modification of Hip and Knee Mechanics During a Drop-Landing Task*. Orthop J Sports Med, 5(9).

Powell, D.W., Queen, R.M., Williams, D.S. (2016). *Arch structure is associated with*

unique joint work, relative joint contributions and stiffness during landing. Hum Mov Sci, 49:141-7.

Powers, C.M. (2003). *The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective*. J Orthop Sports Phys Ther, 33(11):639-46.

Powers, C.M. (2010). *The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective.* J Orthop Sports Phys Ther, 40(2):42-51.

Quatman, C.E., Quatman-Yates, C.C., Hewett, T.E. (2010). *A 'Plane' Explanation of Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms-A Systematic Review*. Sports Med, 40 (9): 729-746.

Rath, M. E., Walker, C.R., Cox, J.G., y Steame D.J. (2016). *Effect of foot type on knee valgus, ground reaction force, and hip muscle activation. The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness,* 56(5):546-53.

Reiman, M.P., Bolgla, L.A., Lorenz, D. (2009). *Hip functions influence on knee dysfunction: a proximal link to a distal problem*. J Sport Rehabil, 18(1):33-46.

Sahrmann, S.A. (2005), *Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes, Barcelona* España, Editorial Paidotribo.

Sheehan, F.T., Sipprell, W.H., Boden, B.P. (2012). *Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury*. Am J Sports Med, 40(5):1068-74.

Shimokochi, Y., Shultz, S.J. (2008). *Mechanisms of Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury*. Journal of athletic training, 43(4): 396–408.

Smeets. A., Malfait, B., Dingenen, B., Robinson, M.A., Vanrenterghem, J., Peers, K., Nijs, S., Vereecken, S., Staes, F., Verschueren, S. (2019). *Is knee neuromuscular activity related to anterior cruciate ligament injury risk? A pilot study*. Knee, 26(1):40-51.

Snoeker, B., Turkiewicz, A., Magnusson, K., Frobell, R., Yu, D., Peat, G., Englund, M. (2019). *Risk of knee osteoarthritis after different types of knee injuries in young adults: a population-based cohort study*. Br J Sports Med. bjsports-2019-100959

Sugimoto, D., Alentorn-Geli, E., Mendiguchía, J., Samuelsson, K., Karlsson, J., Myer, G.D. (2015). *Biomechanical and neuromuscular characteristics of male*

athletes: implications for the development of anterior cruciate ligament injury prevention programs. Sports Med, 45(6):809-22

Tamura, A., Akasaka, K., Otsudo, T., Shiozawa, J., Toda, Y., Yamada, K. (2017). *Dynamic knee valgus alignment influences impact attenuation in the lower extremity during the deceleration phase of a single-leg landing.* PLoS One, 20;12(6):e0179810.

Tran, A.A., Gatewood, C., Harris, A.H., Thompson, J.A., Dragoo, J.L. (2016). *The effect of foot landing position on biomechanical risk factors associated with anterior cruciate ligament injury.* J Exp Orthop, 3(1):13.

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*. J Sports Sci, 35(24):2405-2411.

Wahlstedt, C., Rasmussen-Barr, E. (2015). *Anterior cruciate ligament injury and ankle dorsiflexion*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 23(11):3202-7.

Ward, S.R., Winters, T.M., Blemker, S.S. (2010). *The architectural design of the gluteal muscle group: implications for movement and rehabilitation*. J Orthop Sports Phys Ther, 40(2):95-102.

Weis, K., Whatman, C. (2015). *Biomechanics Associated with Patellofemoral Pain and ACL Injuries in Sports*. Sports Med, 45(9):1325-1337.

Wild C.Y, Steele J.R, Munro B.J. (2012) *Why do girls sustain more anterior cruciate ligament injuries than boys?: a review of the changes in estrogen and musculoskeletal structure and function during puberty.* Sports Med, 42(9):733-49

Yeow, C.H., Lee, P.V., Goh, J.C. (2011) *An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics.* Hum Mov Sci, 30(3):624-35.

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.* Am J Sports Med, 35(7):1123-30.

Anexo

Patrones de movimiento subóptimos asociados a la lesión de LCA sin contacto.

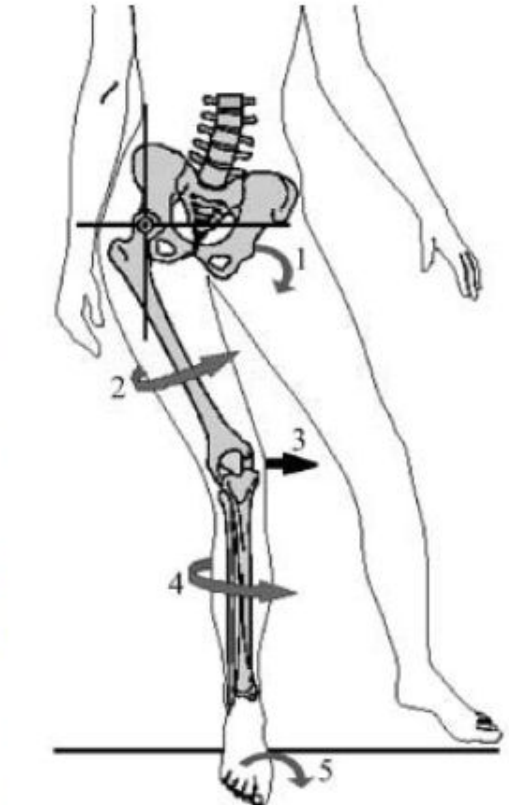


Imagen 1. Alineación anormal de la extremidad inferior:

1. Caída pélvica contralateral
2. Rotación interna femoral
3. Valgo de rodilla
4. Rotación tibial interna
5. Pronación del pie

Imágen reproducida de Powers, CM. (2003) The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. J Orthop Sports Phys Ther, 33(11):639-46.

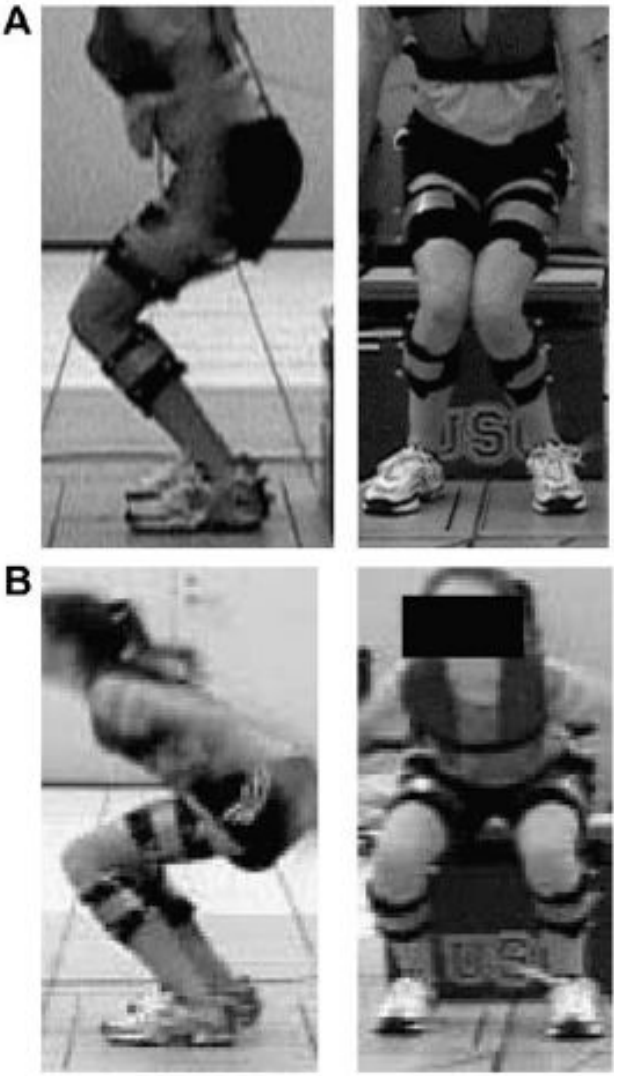


Imagen 2. A-Aterrizaje de "baja flexión", B- Aterrizaje de "alta flexión".

Imagen reproducida de Pollard, CD, et al (2010). Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. Clin Biomech, 25(2): 142.

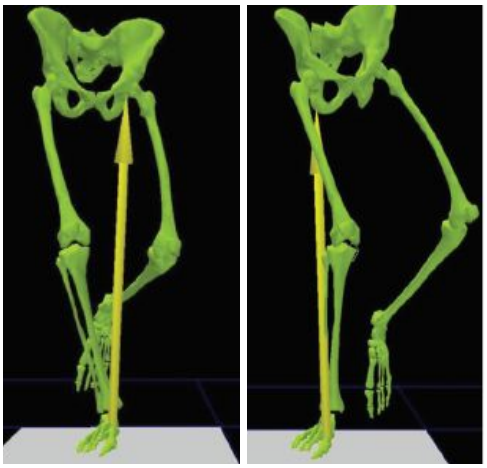
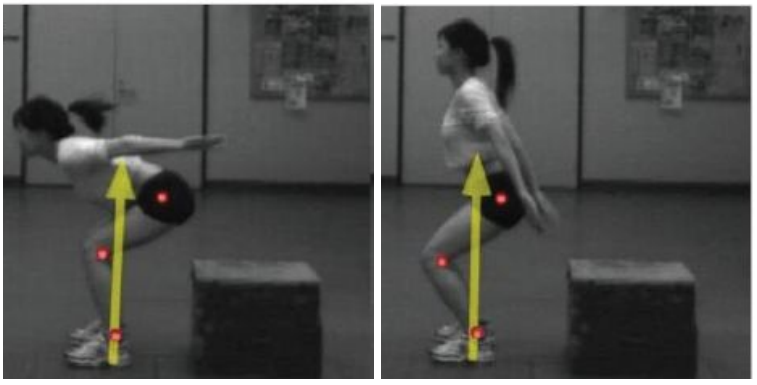


Imagen 3. Movimientos frontales de la pelvis y el tronco, y su influencia en los movimientos de la línea vertical de la FRS.
Izquierda-La debilidad de los abductores de cadera puede causar la caída pélvica contralateral y una traslación del centro de masa lejos de la extremidad en apoyo.
Derecha-Como medida de compensación para la debilidad de los abductores de cadera, se trasladará el centro de masa hacia lateral, sobre la extremidad en apoyo. El vector de la FRS se desplaza hacia la cadera en apoyo y se reducen los momentos externos de aducción, pero si pasa por el lateral de la rodilla aumentarán los momentos de abducción y el desplazamiento medial de la rodilla.



Imágen 4. Influencias del movimiento sagital del tronco en los momentos de la cadera y la rodilla.
Izquierda-La flexión del tronco hacia adelante en el aterrizaje incrementa los momentos externos de flexión en la cadera, y en consecuencia los momentos internos de extensión (glúteo mayor-isquiotibiales)
Derecha-El aterrizaje con un tronco erecto incrementa los momentos externos de flexión de rodilla, y en consecuencia los momentos internos de extensión (cuádriceps).

Imágenes reproducidas de Powers, CM (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. J Orthop Sports Phys Ther, 40(2):42-51.

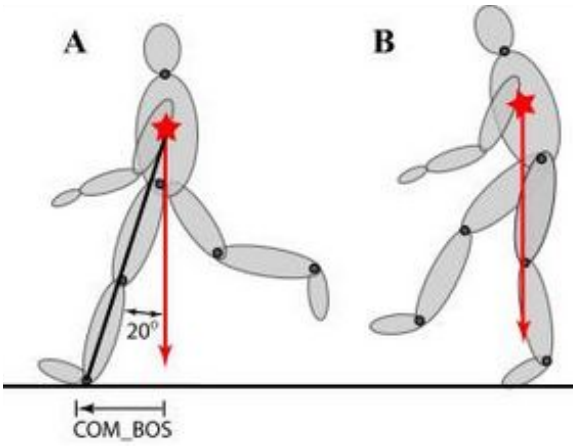


Imagen 5.

(A) Aterrizaje con una mayor distancia entre el centro de masa y la base de apoyo (COM-BOS). Posición riesgosa para el LCA.

(B) Aterrizaje con una menor distancia entre el centro de masa y la base de apoyo. Posición más segura para el LCA.

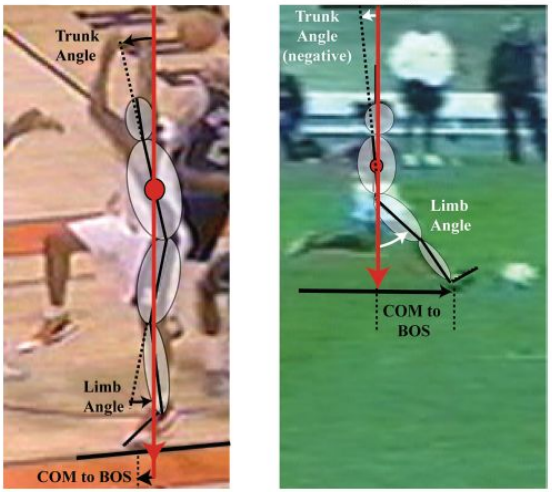


Imagen 6.

Izquierda-Posición segura de impacto.

Derecha-Posición riesgosa de impacto, observada con frecuencia en los sujetos lesionados.

Imágenes reproducidas de Sheehan, F.T, et al. (2012). Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury. Am J Sports Med, 40(5):1068-74.

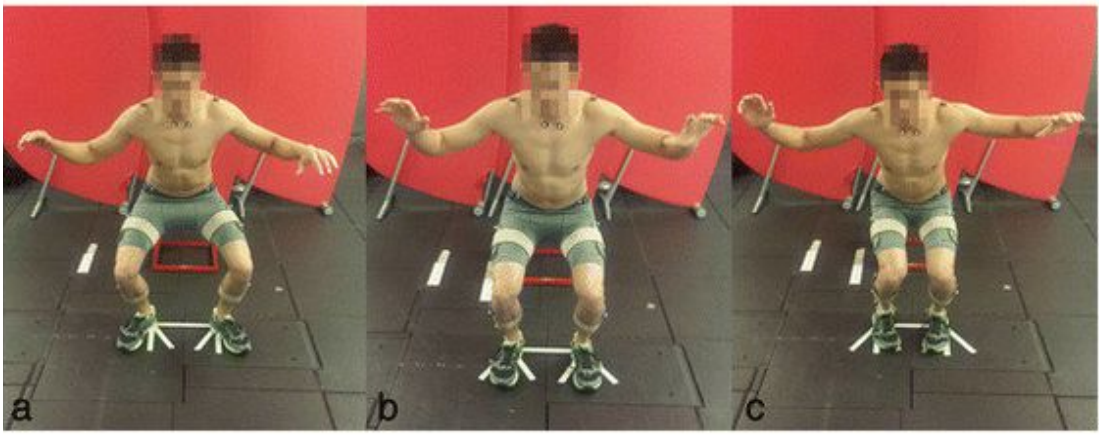


Imagen 7.
a-Aterrizaje con dedos apuntando hacia lateral
b-Aterrizaje con pie neutral
c-Aterrizaje con dedos apuntando hacia dentro: Asociado a mayores ángulos de aducción de cadera y abducción/rotación interna de rodilla, y menores ángulos de flexión de cadera y rodilla. También, estuvo expuesto a mayores momentos de aducción de cadera y rotación interna de rodilla.

Imágenes reproducidas de Tran, A.A, et al. (2016). *The effect of foot landing position on biomechanical risk factors associated with anterior cruciate ligament injury.* J Exp Orthop, 3(1):13.

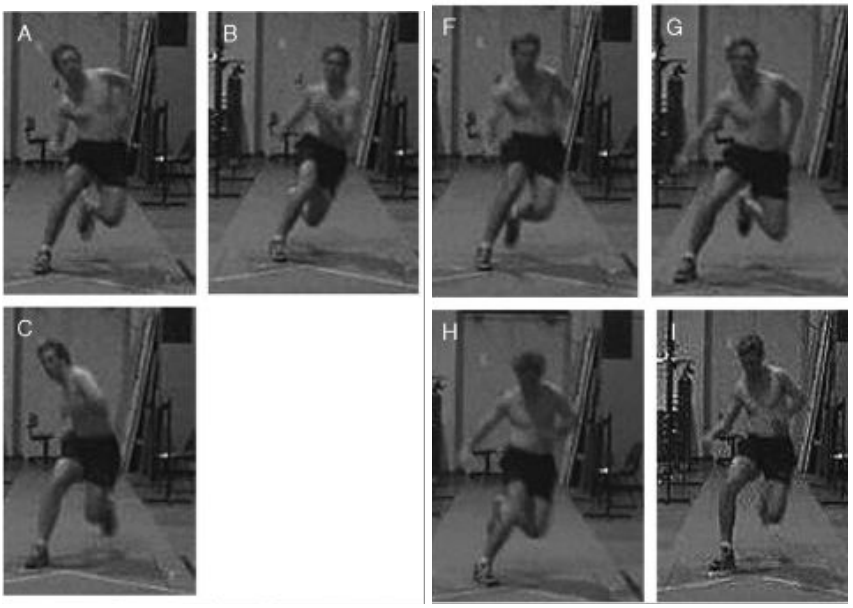


Imagen 8.
De arriba hacia abajo:

- Primer fila: Inclinación lateral del tronco en la dirección opuesta al cambio de dirección (riesgoso) / Inclinación lateral del tronco en la dirección del cambio de dirección.
- Segunda fila: Tronco rotado en la dirección opuesta al cambio de dirección (riesgoso).
- Tercera fila: Colocación del pie cerca del cuerpo / Colocación del pie lejos del cuerpo (riesgoso) [EN EL PLANO FRONTAL].
- Cuarta fila: Colocación del pie con los dedos hacia dentro (posiblemente riesgoso) / Colocación del pie con los dedos hacia fuera. [EN EL PLANO TRANSVERSAL]

Reproducido de 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*. Med Sci Sports Exerc, (10):1765-73.



Imagen 9.

Clasificación de las categorías de "dominancias" en la evaluación con un "Tuck Jump"

- Dominancia de ligamentos: Valgo de la extremidad inferior al aterrizar. (arriba a la izquierda).
- Dominancia de cuádriceps: Excesivo ruido de contacto al aterrizar (abajo a la izquierda).
- Dominancia de miembros: Los muslos no están iguales entre los lados durante el vuelo / Colocación de pies no paralelos / Contacto de los pies a destiempo (arriba a la derecha).
- Dominancia de tronco: Desplazamiento lateral del tronco sobre el miembro en apoyo (abajo a la derecha).

Reproducido de Hewett, T.E, et al. (2010). Understanding and preventing ACL injuries: Current biomechanical and epidemiologic considerations- Update 2010. North American Journal of Sports Physical Therapy, 5(4):234-51.

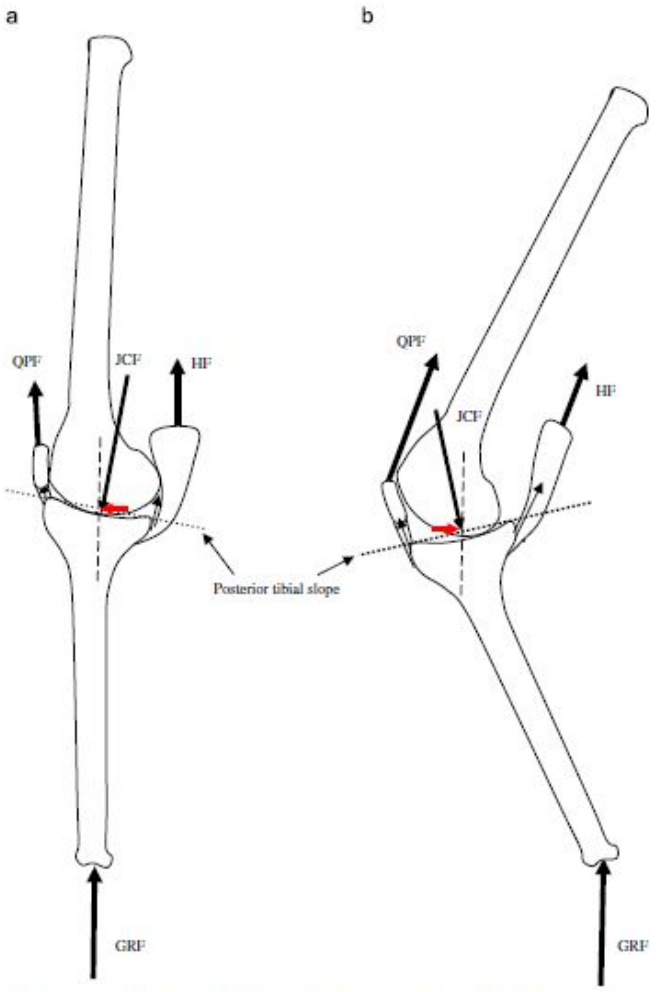


Imagen 10.

El rol de la pendiente posterior de la meseta tibial en la dirección de la fuerza de compresión articular.

a-En extensión completa la fuerza de compresión articular induce una traslación tibial anterior. Las rodillas con una pendiente tibial posterior menor pueden tener un menor componente de traslación anterior en la extensión completa.

b-En una flexión moderada, la disposición de la meseta tibial se modifica y el componente de traslación anterior se anula.

QPF: Fuerza del tendón cuadricipital-patelar.

HF: Fuerza de isquiotibiales.

GRF: Fuerza de reacción del suelo.

JCF: Fuerza de compresión articular.

Reproducido de Hashemi, J., et al (2011). Hip extension, knee flexion paradox: A new mechanism for non-contact ACL injury. Journal of Biomechanics, 44: 577–585.

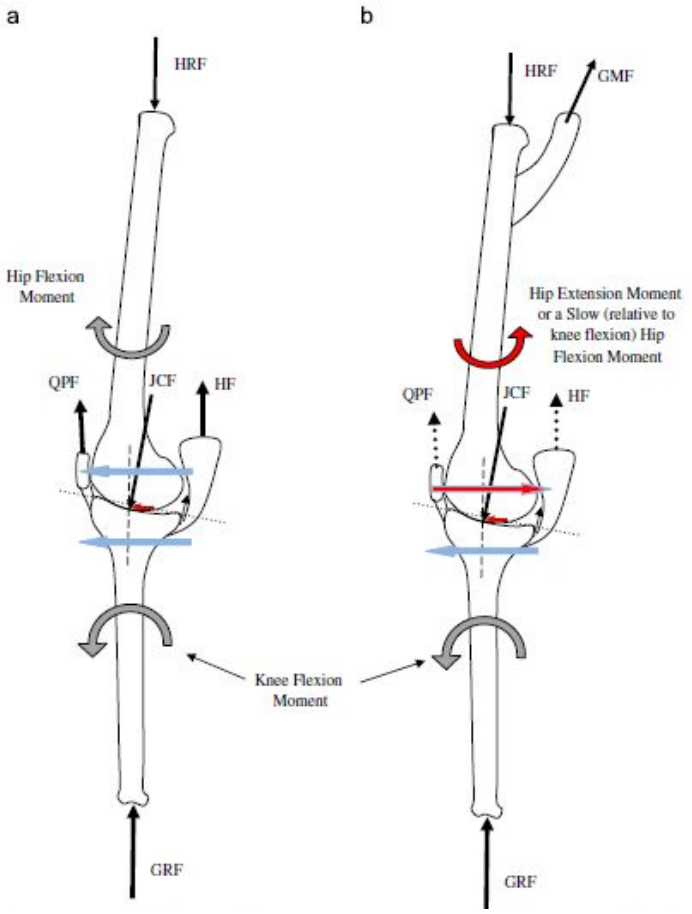


Imagen 11.

Paradoja de la extensión de cadera y la flexión de rodilla

(a) En condiciones normales, el control neuromuscular asegura que la rodilla y la cadera se flexionen juntas.

(b) En condiciones anormales, la rodilla es forzada a flexionarse pero la cadera es forzada a extenderse o a flexionarse a una menor velocidad.

HRF: Fuerza de reacción de la cadera.
GMF: Fuerza de glúteo mayor.

Reproducido de Hashemi, J., et al (2011). Hip extension, knee flexion paradox: A new mechanism for non-contact ACL injury. Journal of Biomechanics, 44: 577–585.

	Varus	Valgus	Internal Rotation	External Rotation
Flexion	Semimembranosus Semitendinosus		Semimembranous Semitendinosus	
		Biceps femoris		Biceps femoris
	Medial gastrocnemius		Gracilis	
		Lateral gastrocnemius		Medial gastrocnemius
	Gracilis Sartorius		Sartorius Lateral gastrocnemius	
Extension		Vastus lateralis*		
				Tensor fascia latae
	Vastus medialis*		Vastus medialis	
				Vastus lateralis
		Rectus femoris*		
	Rectus femoris*			
		Tensor fascia latae		

* Note the ability of the quadricep muscles to produce both valgus and varus moments, owing to their common insertion into the patella tendon.

Tabla 3.
Momentos producidos por los músculos alrededor de la articulación de la rodilla en ángulos de flexión entre 20° y 50°.

Reproducido de Besier, T.F., et al. (2003). Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. Med Sci Sports Exerc, 35(1):119-27.