



FACULTAD DE MEDICINA Y CIENCIAS DE LA SALUD

TESIS DE GRADO

**REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA SOBRE LAS CONSECUENCIAS DE LAS
ALTERACIONES DEL TREN INFERIOR Y DE LA COLUMNA SOBRE LA
ARTICULACION DE LA RODILLA**

AUTOR: Mahncke, Ignacio Alejandro

TUTOR: Wais, Julián

TITULO A OBTENER: Lic. en Kinesiología y Fisiatría

AÑO: 2021

ÍNDICE

1	Planteamiento del problema.....	3
1.1	Introducción	3
1.2	Justificación	4
1.3	Objetivos	4
2	Marco teórico	5
3	Diseño metodológico.....	14
4	Resultados	16
5	Discusión	61
6	Conclusión	62
7	Bibliografía	63
8	Anexo.....	67

Agradecimientos

En primer lugar, me gustaría expresar mi agradecimiento a mi tutor Julián Wais, quien me guio a través de cada etapa de este proyecto con su experiencia y apoyo, asegurando que obtuve los resultados que deseaba.

También me gustaría expresar mi gratitud a Beatriz Elizabeth Crespo, por proporcionarme todas las herramientas que necesitaba para completar la investigación. Sin su inquebrantable ayuda, no hubiera podido lograr estos resultados.

Finalmente, me gustaría expresar mi gratitud a todos mis compañeros, familiares y amigos por su apoyo incondicional. Me gustaría agradecer especialmente a mis padres y a mi pareja, quienes siempre estuvieron ahí para brindarme palabras de aliento para ayudarme.

Muchas gracias a todos.

1 Planteamiento del problema

1.1 Introducción

En la vida de las personas, lesionarse la rodilla es un hecho significativo, ya que requiere largos períodos de rehabilitación, y en los deportistas le implica además un tiempo de inactividad deportiva. Por lo que es de suma utilidad identificar la mayor cantidad de factores de riesgo, ya sea para evitar su aparición con programas preventivos, como para aportar más información a la hora de idear un plan terapéutico.

Las lesiones en la articulación de la rodilla se producen con mucha frecuencia en los deportes de alta competencia y amateurs. Las estructuras más afectadas son meniscos, ligamentos laterales, tendones y los ligamentos cruzados. Pueden producirse lesiones combinadas como por ejemplo la tríada fatídica de O'Donoghue o tríada fatídica: la rotura o desgarro del ligamento cruzado anterior, del ligamento lateral interno y el menisco medial.

Muchas de estas lesiones se deben a un terreno disfuncional que predispone a la lesión de la estructura. Es importante marcar que la rodilla queda circunscripta anatómicamente entre dos complejos articulares con grandes libertades de movimiento como lo son la cadera-pelvis y el tobillo. De esto se deduce que en todos los casos en los que no exista un origen traumático local, sea indispensable la evaluación de pelvis, cadera, tobillo y pie, ya que las disfunciones de rodilla serán en muchos casos producto de desbalances musculares creados por cadenas ascendentes o descendentes.

Hay mucha información sobre factores de riesgo, tanto externos como internos, ya sean alteraciones biomecánicas, déficits de movimiento/movilidad específicos de una articulación.

Con los resultados de esta revisión, se intentarán identificar los factores que alteren la funcionalidad de la articulación de la rodilla, basándose no solamente en esa región, si no, teniendo en cuenta las distintas articulaciones y tejidos que puedan afectar a la misma.

1.2 Justificación

Identificar los distintos factores de riesgo y relacionar los mismos con los déficits funcionales en las articulaciones aledañas a partir del enfoque Joint by Joint, nos permitirá establecer planes de intervención efectivos, ya sean filácticos o de rehabilitación, que mejorarán directamente las tasas de lesiones de rodilla.

Este enfoque podría ser útil para determinar la importancia de esta mirada más global para perfeccionar los planes de prevención de lesiones, así como para evitar lesiones largas, periodos de inactividad y rehabilitación.

1.3 Objetivos

Objetivo general:

- ❖ Analizar y fundamentar, a partir del enfoque Joint by Joint, la etiología multiarticular y multiplanar de las lesiones en la articulación de la rodilla.

Objetivos específicos:

- ❖ Explicar la relación entre los déficit funcionales del tronco y los mecanismos de lesión de rodilla.
- ❖ Explicar la relación entre los déficit funcionales del cadera y los mecanismos de lesión de rodilla.
- ❖ Explicar la relación entre los déficit funcionales del tobillo y los mecanismos de lesión de rodilla.
- ❖ Explicar la relación entre los déficit funcionales del pie y los mecanismos de lesión de rodilla.

2 Marco teórico

A la hora de comprender los mecanismos de lesión, de abordar los factores que intervienen en la producción de lesiones, en la kinesiólogía tenemos distintos tipos de evaluación que nos van a permitir hallar la causa de los problemas que se generan.

Una evaluación implica la confección de un inventario destinado a registrar cierto número de elementos clínicos, precisando así el sitio y la importancia del deterioro sufrido, donde se establece una doble exigencia, constituir un conjunto de datos cualitativos y cuantitativos suficientes y precisos para establecer parámetros objetivables para el equipo terapéutico, y determinar cuáles serán los objetivos del tratamiento kinésico y elegir las técnicas de rehabilitación más adecuadas al estado actual de las lesiones.

Tenemos diferentes puntos de vista a partir de los cuales podemos realizar una evaluación. Podemos dividirlos en dos grandes grupos, las evaluaciones analíticas, atómicas, de la articulación que padece la lesión, y las evaluaciones holísticas, más globales, donde no se pone foco en la zona lesional, sino en las regiones aledañas a la misma.

Desde un enfoque integral, se abordará la interrelación entre las articulaciones, los movimientos en los tres planos, los momentos de fuerza que se producen en toda la cadena cinética, así como la relación entre los factores de riesgo nombrados anteriormente, estableciendo así relaciones con otras regiones corporales.

Se ha profundizado mucho en el último tiempo la información acerca de la prevención de las lesiones de rodilla a partir de la fuerza, movilidad, coordinación. Pero se debe tener en cuenta además a las articulaciones adyacentes. El correcto funcionamiento de la rodilla depende de la cantidad y calidad del movimiento del tobillo y la cadera, si alguna de estas dos se ve alterada, es un factor predisponente para lesionar la rodilla.

Comprender las múltiples causas de una lesión en la rodilla, nos permitirá mejorar tanto los protocolos de rehabilitación como de prevención, brindando

herramientas, teóricas y prácticas, útiles para incrementar nuestros saberes y nuestro buen desempeño profesional.

Para comprender esta multicausalidad tenemos distintos puntos de partida, desde el enfoque Joint by Joint, en conjunto con las evaluaciones FMS, la osteopatía con sus principios, y los conceptos de interdependencia segmentaria y de cadena cinética.

El enfoque en el cual nos basamos nos permite adentrarnos en lo que respecta a las evaluaciones globales. Los autores Cook (1) y Boyle (2) desarrollaron el concepto Joint by Joint (JbJ), basándose en sus experiencias y observaciones en el ámbito de la rehabilitación y el ejercicio. Es una manera simplificada de clasificación de las articulaciones desde un punto de vista funcional.

Remarcan que cada articulación del cuerpo tiende a tener una función y un propósito específicos que se requieren para que se produzca un movimiento eficiente. En este conjunto de articulaciones se alterna una serie de articulaciones móviles que se mueven sobre articulaciones estables. Con una apreciación de lo que requiere cada articulación, podemos obtener un enfoque más integral sobre cómo el cuerpo trabaja en conjunto para producir un movimiento eficiente.

Las articulaciones móviles y estables se van alternando a lo largo de las cadenas cinéticas, hacia arriba o hacia abajo:

- ❖ Pie– Tiene como necesidad la estabilidad.
- ❖ Tobillo– Tiene como necesidad la movilidad.
- ❖ Rodilla– Tiene como necesidad la estabilidad.
- ❖ Cadera– Tiene como necesidad movilidad.
- ❖ Columna Lumbar – Tiene como necesidad la estabilidad.
- ❖ Columna torácica –Tiene como necesidad la movilidad.
- ❖ Columna cervical baja/media –Tiene como necesidad la estabilidad.
- ❖ Columna cervical alta– Tiene como necesidad la movilidad.
- ❖ Escápula – Tiene como necesidad la estabilidad.
- ❖ Glenohumeral – Tiene como necesidad la movilidad.

Las disfunciones de las articulaciones varían según su funcionalidad, para las articulaciones móviles la disfunción será la rigidez, y para las articulaciones estables la pérdida estabilidad o control motor. Las regiones corporales más estudiadas y relacionadas con la articulación de la rodilla 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 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 aun 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.

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.

Analizándola desde este enfoque, la articulación de la rodilla tiene un rol estabilizador. Dicha función habilita al cuerpo humano a realizar los gestos motores de manera eficazmente, permitiéndole al resto del tren inferior movilizarse de manera adecuada.

Ahora, si esta función se encuentra afectada, va a dar lugar a distintos tipos de adaptaciones, que van a comenzar a generar adaptaciones en la movilidad de los miembros inferiores, y del resto del cuerpo, y que a la larga se asentarán como compensaciones, dando lugar a posibles lesiones.

Conceptos de movilidad y estabilidad planteados en este enfoque:

- ❖ Movilidad: Describe la capacidad del complejo articular para moverse libremente sin restricciones en todo el rango de movimiento. En terminología básica, esta es nuestra capacidad para movernos en un segmento determinado
 - Disfunciones de movilidad: Alteraciones artrocinemáticas o disminución del espacio entre superficies articulares, capsulitis adhesiva, subluxación, osteoartritis/osteoartrosis, insuficiencia muscular activa o pasiva, acortamiento muscular, tensión fascial, tensión neuronal, adherencias/fibrosis/cicatrices, rigidez por hipertrofia.
- ❖ Estabilidad: Describe la capacidad de un complejo articular para mantener la posición mientras el movimiento tiene lugar en otro lugar. Esta es simplemente la capacidad de controlar el movimiento en cierto

segmento. La estabilidad también puede ser sinónimo del término control motor

- Disfunciones de estabilidad: Desbalance o asimetría de fuerzas, déficit de coordinación muscular (intra e intermuscular), control motor estático o dinámico deficiente.

Con relación a este enfoque, y a sus conceptos de movilidad/estabilidad, podemos tener en cuenta un método de evaluaciones funcionales que nos permite evaluar tanto la movilidad como la estabilidad de dichos segmentos, llamado Functional Movement Screen (FMS) o "Evaluación Funcional del Movimiento". Es una evaluación del movimiento que consta de siete principios básicos del movimiento, y su objetivo es proporcionar un retorno medible de un conjunto de movimientos fundamentales, manipuladores y estabilizadores. Esto le permite evaluar su estabilidad, movilidad y fuerza física.

Se basa en un sistema de puntos que va de 0 a 3 y se puede utilizar para puntuar a un paciente hasta 21 puntos, identificando la falta de ciertas habilidades motoras, puntos dolorosos o disfunciones, y permitiendo la programación de un diagnóstico más apropiado.

Mackey (3) narra algunas de las evaluaciones que nos permitirán evaluar los segmentos relacionados a la articulación de la rodilla, según el enfoque Joint by Joint. Éstas son:

- ❖ Sentadilla de arranque: Es una prueba de todo el cuerpo que interactúa toda la mecánica cuando se realiza correctamente. Se utiliza para evaluar bilateralmente, las simetrías y movilidad funcional de las caderas, rodillas y tobillos.
- ❖ Paso al obstáculo: Está diseñado para desafiar la mecánica apropiada del cuerpo durante la zancada en la carrera. El movimiento exige una buena coordinación y la estabilidad entre las caderas y el torso durante los pasos, así como la estabilidad de la postura en una sola pierna. Evalúa la movilidad funcional bilateral y la estabilidad de las caderas, las rodillas y los tobillos.
- ❖ Estocada en línea: Intenta colocar al cuerpo en una posición que se centrará en las tensiones que simulen una rotación, controlando los

movimientos laterales. Es una prueba que coloca la extremidad inferior en una posición de tijera, desafiando al tronco y las extremidades del cuerpo para resistir la rotación adecuada y mantener alineación. Esta prueba evalúa la movilidad, la estabilidad de la cadera, el tobillo y la flexibilidad y estabilidad del cuádriceps con respecto a la rodilla.

Los resultados obtenidos a partir de estas evaluaciones nos brindarán información sobre las distintas alteraciones que puede llegar a haber en la cinemática de los miembros inferiores, las cuales tendrán un efecto negativo en la funcionalidad de la articulación de la rodilla.

Otra visión global para entender el cuerpo humano es la que nos brinda la formación en el Método Busquet (4), el cual aporta un análisis integral de las cadenas musculares permite realizar un tratamiento personalizado que responde de modo simple, global y coherente a las disfunciones, a las deformaciones, a los dolores que son las firmas lógicas de los problemas de nuestros pacientes.

En este método se evalúa, dentro de otras varias, una cadena muscular llamada cadena de cierre de miembros inferiores. Esta cadena está compuesta por el pectíneo, los aductores menor, mediano y mayor, el recto interno, el semitendinoso, el vasto interno, el gemelo externo, los peroneos largo, corto, anterior, el abductor del 5to dedo, el abductor oblicuo, y el transverso del 1er dedo.

Dentro de la dinámica, esta cadena puede influenciar algunas alteraciones en el miembro inferior, tales como el cierre iliaco, la aducción del fémur, la rotación interna del fémur, la rotación interna de la tibia, el valgo de la rodilla, el valgo del calcáneo, la pronación del pie, el pie girado interno, y el hallux valgus.

A nivel de la rodilla, tiene como repercusión el valgo de la rodilla, que provoca una pérdida del alineamiento del recto anterior entre su inserción superior iliaca y su inserción tibial inferior, a nivel de la rótula.

En esta estática en valgo, la rótula sufre tensiones permanentes hacia el exterior que frenan el desarrollo de su parte externa en el joven y tienden a provocar subluxaciones. El vasto interno tiene como finalidad centrar de nuevo

la rótula. Deberá trabajar de forma constante, permanente. En estas condiciones se atrofiará por exceso de trabajo. Este estado de tensión constante le hace perder rapidez y capacidad de contracción. En el examen electromiográfico el musculo no se revela débil y tiene un tiempo de respuesta más largo. Pero esto no prueba que sea un musculo débil por insuficiencia, sino, en este caso, débil por agotamiento.

Con el tiempo, el vasto interno podrá dejarse sorprender fácilmente por un movimiento de subluxación externa de la rótula.

Será necesario que el tratamiento de las cadenas musculares reequilibre la pelvis, la rodilla y la bóveda plantar. La rodilla es la articulación intermedia que sufre y se adapta. Siempre se debe reequilibrar la rodilla con relación a la pelvis y al pie para obtener un resultado estable.

Cuando el tratamiento haya armonizado las tensiones de las cadenas musculares que se aplican sobre la rodilla, esta recuperará una estática funcional.

Por otro lado, dentro del mismo paradigma, encontramos la visión de la Osteopatía, que nos brinda una visión, un poco más integral aun del cuerpo.

La Osteopatía es la ciencia y el arte de diagnosticar y de tratar las disfunciones de movilidad de los tejidos del cuerpo humano, que provocan trastornos y perturban el estado de salud del organismo. Fue estructurada a finales del siglo XIX, en los Estados Unidos por un médico y cirujano llamado Andrew Taylor Still. Fue el primero en poner en evidencia las interrelaciones que existen, por un lado, entre el sistema musculoesquelético y los otros sistemas orgánicos, y, por otro lado, entre la movilidad y la libertad de esos distintos sistemas y la salud del hombre.

Still (5) realizó una síntesis de todas sus observaciones, definiendo cuatro principios. Dos de ellos nos permiten relacionar este tipo de ciencia, con las evaluaciones de interrelación:

Primer principio (La estructura gobierna la función): Se debe considerar a las diferentes partes del cuerpo como un conjunto que se dispone solidariamente, en relación de unas estructuras con otras. Estas estructuras

son descritas por la anatomía: huesos, músculos fascias, órganos, vísceras, glándulas, piel, etc. Siempre que la estructura es normal y armoniosa, la enfermedad no puede desarrollarse.

Segundo principio (La unidad del cuerpo): Todas las estructuras del cuerpo están interrelacionadas entre sí, con capacidad de controlarse unas a otras, para conservar la homeostasis. Still sitúa esta unidad a nivel del sistema miofascioesquelético.

Además, la osteopatía también diferencia dos tipos de influencias en las cadenas miofasciales, las cadenas lesionales ascendentes y descendentes.

Las cadenas lesiones ascendentes, denominadas pasivas, están ligadas a la gravedad. Nacen como consecuencia de una lesión en el pie y asciende acomodándose en los sistemas articulares, provocando adaptaciones e hipermovilidades reaccionales compensatorias. La secuencia lesional afectará primero al pie, segundo a la pelvis y tercero al occipucio. Estos tres huesos se desplazan al mismo tiempo hacia delante. Las lesiones ascendentes son siempre en posterioridad.

Para cerrar esta visión de globalidad, se trae a colación el concepto de cadena cinética. Término que se originó en 1875 cuando Reuleaux (6) 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 dentro del mismo sistema.

En 1955, Steindler (7) adaptó esta teoría a la medicina, incluyendo un análisis del movimiento humano normal y patológico. En su obra “Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions” describió la estructura y función de las articulaciones, integradas en sistemas cinéticos, y relacionadas al movimiento humano.

De manera similar, Sahrmann (8) interrelacionó los segmentos y articulaciones a través del movimiento y la postura. Identificó que los movimientos, con frecuencias y tensiones extremas, y las posturas desalineadas, son factores predictivos de alteraciones patológicas estructurales y funcionales. 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 el enfoque Joint by Joint.

En cambio, dentro del enfoque analítico se podrán evaluar los distintos tejidos de la zona donde se presenta la sintomatología.

Dentro de estas evaluaciones encontramos las evaluaciones kinésicas, evaluaciones realizadas a partir de la inspección, la palpación, y las pruebas semiológicas específicas. Otro método de evaluación analítico es la goniometría, que es la técnica de medición de los ángulos creados por la intersección de los ejes longitudinales de los huesos a nivel de las articulaciones.

Si bien es el primer paso para evaluar, en caso de que no encontremos ninguna falencia, este tipo de evaluaciones no nos servirá, ya que nos limita solamente a evaluar esa zona.

3 Diseño metodológico

Para la realización de esta revisión se seleccionaron estudios relacionados sobre el tema de investigación mediante una búsqueda en la siguiente base de datos:

- PubMed
- Sci-Hub

La búsqueda se realizó entre las fechas 01/01/2016 a 01/12/2021

Los criterios de inclusión fueron los siguientes:

1. Los idiomas utilizados fueron el inglés y el español
2. Debían informar la asociación entre al menos una articulación, ya sea tobillo, cadera, o columna lumbar, y la articulación de la rodilla, ya sea en el plano frontal, transversal, y/o sagital.
3. Personas sanas de todas las edades.
4. Personas de todas las edades con cualquier afección en la rodilla, sintomática o asintomáticos, fueron considerados para la revisión.
5. Solo se incluyeron los estudios publicados como artículos de texto completo.
6. Tipo de estudio: Revisiones, metaanálisis
7. Idiomas: Inglés / Español
8. Fecha de publicación: 01/01/2016 a 01/12/2021

Los criterios de exclusión fueron los siguientes:

1. Datos informados en resúmenes de congresos o literatura no revisada, incluidas tesis.
2. Revisiones o metaanálisis que solo hayan evaluado la articulación de la rodilla

Se procede a recopilar toda la información disponible sobre el modelo Joint by Joint y los cimientos sobre los que lo construyeron sus creadores. Para lograrlo, se recurrió al material de Gray Cook y Michael Boyle. Como resultado, se descubrieron 2 libros en los que los autores explican y amplían esta noción, “Movement: functional movement systems; screening, assessment and corrective strategies” de Gray Cook -2010-, y “New Functional Training for Sports” de Michael Boyle -2003-.

Estrategia de búsqueda:

En la figura 1 se describe como se ha realizado la selección de los artículos incluidos.

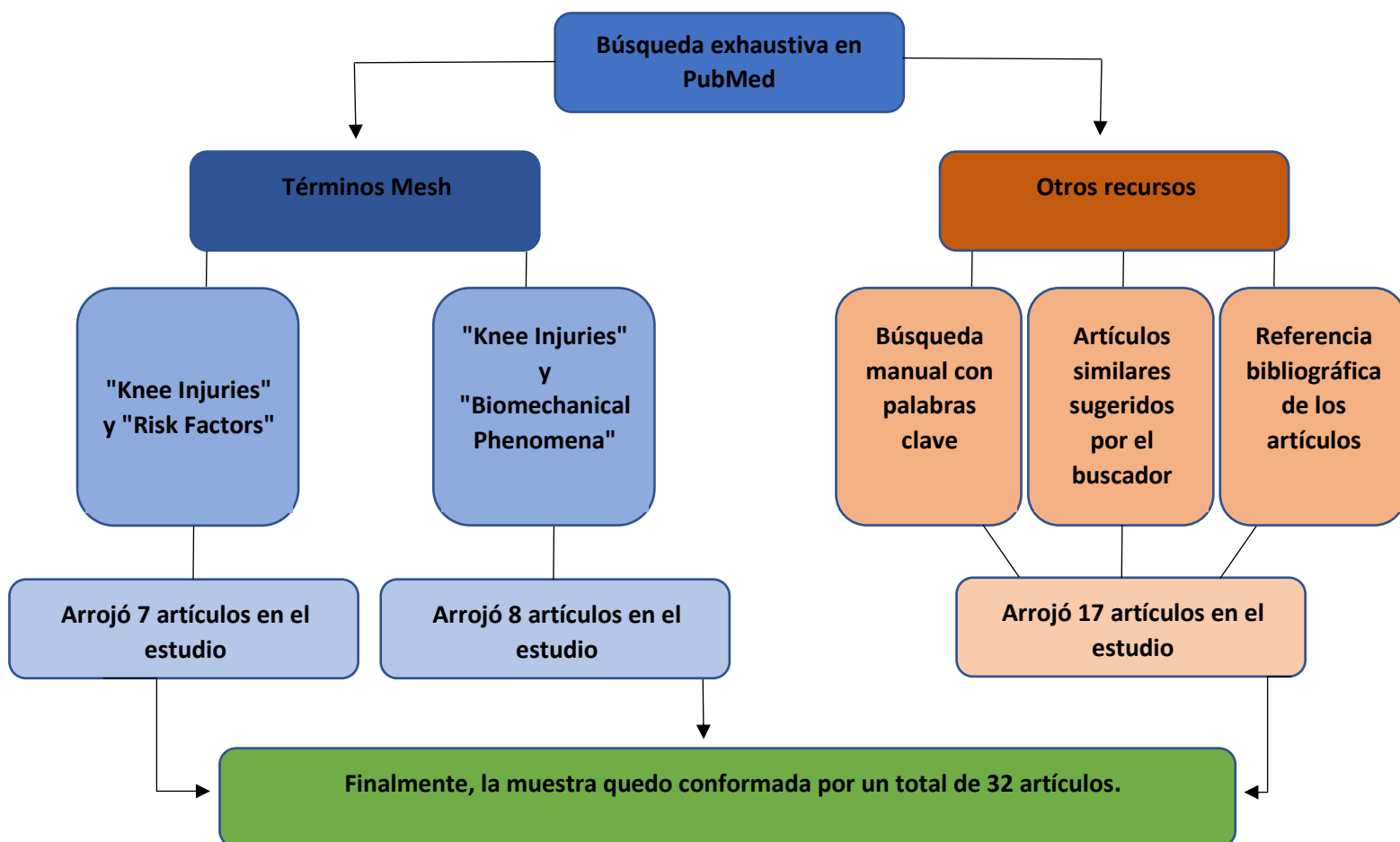


Fig. 1

4 Resultados

Déficits funcionales del tronco y mecanismos de lesión de rodilla.

El objetivo del estudio realizado por Fox et al. (9) fue ver si las recomendaciones biomecánicas para la prevención de lesiones del LCA y el rendimiento en los movimientos de cambio de dirección estaban sincronizados. Los siguientes son los datos que se recopilaron.

La relación entre la flexión lateral del tronco y los momentos de la rodilla en el plano frontal se puede explicar por un desplazamiento lateral del centro de masa del atleta con el torso, lo que da como resultado un vector de fuerza dirigido lateralmente. Esto puede aumentar el momento del vector de fuerza de reacción del suelo en relación con la articulación de la rodilla en el plano frontal, aumentando así el momento de abducción de la rodilla. Este enlace está respaldado por un análisis de video, que muestra que la flexión lateral del torso es una característica biomecánica comúnmente observada en las lesiones del LCA.

La rotación del tronco lejana a la dirección de corte también se relaciona con un aumento en la carga generada en la articulación de la rodilla, ya que esta rotación da como resultado momentos de rotación interna mayores durante un cambio de dirección lateral de 45°.

Trabajar tanto la flexión lateral como la rotación del torso en una dirección de corte predeterminada se considera, por tanto, una estrategia biomecánica adecuada para reducir el riesgo de lesión del LCA. Cabe señalar que las maniobras de cambio de dirección con frecuencia necesitan que el atleta reaccione a un estímulo (por ejemplo, el movimiento de oposición de un jugador; un juego o movimiento de balón).

Hewett & Bates (10) clasificaron algunos de los factores de riesgo en cuatro categorías, dominancia de ligamentos, dominancia de cuádriceps, dominancia de miembros, y dominancia de tronco.

- ❖ 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, 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

Además, demostraron el eficaz impacto de las técnicas de prehabilitación sobre la reducción de la incidencia de lesiones del LCA. Esta la reducción de la

incidencia es posible mediante la combinación de detección, capacitación y medidas de tratamiento en un programa general de biomecánica preventiva.

El estudio de Wilczynski et al. (11) analizó las variables modificables que causan el valgo de la rodilla en adultos sanos durante las pruebas de sentadilla y aterrizaje con una sola pierna, así como las estrategias de entrenamiento físico.

El control del tronco, que está relacionado con el valgo dinámico de la rodilla, es una de las causas de las lesiones del ligamento cruzado anterior. La falta de control neuromuscular del tronco y la flexión lateral excesiva del mismo en el plano frontal al ponerse en cuclillas o aterrizar predisponen a un desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo lejos de la articulación de la rodilla. Las fuerzas de reacción del suelo (GRF) se mueven en la misma dirección que el centro de gravedad sobre la articulación de la rodilla, lo que produce un movimiento en valgo de la rodilla.

Una inclinación lateral ipsilateral excesiva del torso se relaciona significativamente con un valgo de rodilla más grande en una muestra de treinta adultos sanos, como se demuestra en un estudio de treinta personas sanas. Se utilizan sensores magnéticos en el esternón, el sacro y la cadera para determinar el ángulo del tronco durante la prueba de sentadilla con una pierna (SLS). Los músculos abductores de la cadera interactúan con el cuadrado lumbar para mantener la pelvis en posición horizontal y evitar la aducción excesiva del fémur cuando el cuerpo se carga sobre una pierna. Cuando los participantes masculinos y femeninos realizaron planchas laterales con mejor fuerza muscular de flexión lateral del tronco, exhibieron ángulos en valgo de rodilla dinámicos inferiores en SLS. Los músculos abductores de la cadera, que ayudan a la flexión lateral isométrica del tronco, están muy afectados.

Una de las características que predispone a las personas al valgo dinámico de la rodilla (DKV) en SLS es la debilidad de los músculos flexores laterales del tronco.

Larwa et al. (12) realizaron una revisión sistemática que analiza los estudios de análisis de video de lesiones de LCA y los estudios sobre atletas que fueron preseleccionados con una eventual lesión de LCA; además de investigar los mecanismos biomecánicos que contribuyen a la lesión del LCA y considerar las diferencias entre hombres y mujeres. Consideran factores como el ángulo y la fuerza de la cadera, el movimiento de la rodilla, la estabilidad del tronco y el movimiento del tobillo para brindar un análisis integral, articulación por articulación, del riesgo de lesiones y posibles funciones de prevención. Dividen su revisión teniendo en cuenta las articulaciones de la cadera, tobillo, y el tronco en las cuales encuentran la siguiente información:

Ángulo e inclinación del tronco:

Hay una tendencia hacia un ángulo medio lateral del tronco más grande en el momento de la lesión. Las atletas lesionadas muestran una menor inclinación hacia adelante en el momento de la lesión que las mujeres ilesas ($1,6^\circ \pm 9,3^\circ$ versus $14,0^\circ \pm 7,3^\circ$ $p = 0,005$, respectivamente).

Durante los ejercicios de aterrizaje con una sola pierna, los atletas heridos colocan su centro de masa (COM) más atrás que los atletas sanos en el primer contacto, lo que indica una menor inclinación del tronco hacia adelante en los participantes lesionados.

Hay un vínculo entre la cantidad de tiempo que les toma a los atletas estabilizar su núcleo después del impacto. Los atletas heridos tardaron 0,49 segundos más en estabilizarse después de un salto hacia atrás con una sola pierna que los atletas no lesionados.

Al aterrizar con una caída a una sola pierna, en los participantes con lesión del LCA hay un aumento en el valgo dinámico de la rodilla combinado con el movimiento lateral del tronco en la dirección de la extremidad de apoyo. Según estos datos, una mayor estabilidad central y control postural, especialmente en atletas femeninas, puede reducir la incidencia de daño del LCA.

En conclusión, los aterrizajes rígidos, la estabilidad del core, la poca fuerza de abducción de la cadera, el aumento del valgo de la rodilla, la longevidad de la rodilla con el tiempo y el aterrizaje en una postura de apoyo utilizando el

talón aumentan el riesgo de daño del LCA, según los autores de esta investigación. Todos estos factores tienen un papel en el daño del LCA de alguna manera. Para evitar futuras lesiones, los atletas jóvenes, tanto hombres como mujeres, pueden beneficiarse de regímenes de entrenamiento particulares que se centren en la fuerza del abductor de la cadera, la estabilidad del core, de la rodilla y la postura del tobillo al aterrizar.

Hewett et al. (13) identificaron en su estudio factores de riesgo que predisponen a una lesión del LCA, ya sea la misma primaria, o una recidiva. Los mismos permiten establecer un modelo predictivo a partir del cual se puede reducir esa tasa de prevalencia de dicha lesión.

Prevención primaria de lesiones del LCA

Los factores identificados que contribuyen al aumento del riesgo de lesión se dividen en dos categorías: factores externos (perturbaciones físicas y visuales, dispositivos ortopédicos e interacción entre la superficie del calzado) y factores internos (diferencias anatómicas, hormonales, neuromusculares y biomecánicas entre sexos).

Los programas de prevención de lesiones se han centrado en los aspectos biomecánicos y neuromusculares que conducen a una mayor tensión del LCA durante acciones provocativas de salto, corte y torsión, por ejemplo.

El aterrizaje con la rodilla recta, el colapso de la rodilla en el plano frontal, la distribución asimétrica del peso de las extremidades inferiores y la flexión lateral del tronco son aspectos predominantes del movimiento con daño del LCA, según un video bidimensional.

El movimiento y la carga de la rodilla en el plano frontal se han encontrado como indicadores altamente sensibles y específicos de futuras lesiones del LCA entre estos factores.

Como resultado, identificar los patrones de movimiento y la actividad muscular que contribuyen al momento de abducción de la rodilla (KAM) es un método para guiar la creación de una evaluación del riesgo de lesiones.

Mehl et al. (14) descubrieron que las roturas de LCA ocurren en el 72-95% de los casos en los que no hay contacto, citando aterrizajes, cambios de dirección repentinos y cambios bruscos de dirección como las situaciones más predisponentes. Dividieron los factores de riesgo en modificables (flexión dinámica de la cadera y la rodilla durante el aterrizaje, mal control de la cadera y el tronco, debilitamiento de los flexores y abductores de la rodilla (en relación con los extensores de la rodilla), activación flexora retardada, déficits propioceptivos, fatiga muscular, mala condición física general) y no modificables.

El valgo puede desarrollarse como resultado de la disminución de la fuerza muscular del tronco, por la incoordinación y capacidad propioceptiva disminuida, o cualquier combinación de los factores mencionados anteriormente. Las anomalías propioceptivas en el control del core se confirman en atletas de alto riesgo.

Finalmente, identificar los factores de riesgo modificables descritos anteriormente es fundamental para disminuir las lesiones del LCA en los atletas, especialmente en situaciones sin contacto. Se cree que la implementación de estudios sobre estos factores ayudará a minimizar la cantidad de lesiones de rodilla y rupturas de LCA. Las actividades de salto para fortalecer los músculos y corregir los patrones de movimiento, el entrenamiento del equilibrio, el entrenamiento de fuerza y los ejercicios de carrera/flexibilidad deben incluirse en los métodos de prevención.

Grindem et al. (15) realizaron una revisión para evaluar la información existente sobre la prevención y rehabilitación de lesiones del LCA en personas que aún no han alcanzado la madurez musculoesquelética. Lo complementaron con estudios sobre adolescentes y adultos porque hay poca comprensión sobre esta población.

En las poblaciones de adolescentes, los programas de entrenamiento neuromuscular destinados a modificar los patrones de movimiento han tenido mucho éxito en reducir la cantidad de lesiones del LCA y cambiar los patrones de movimiento. Hay una serie de programas efectivos, la mayoría de los cuales

se utilizan como calentamiento antes de la práctica normal o los juegos. Hasta donde sabemos, se informaron lesiones del LCA en tres estudios en los que participaron atletas de 13 años o menos.

En un estudio descubrieron que un programa de 15 minutos dos veces por semana centrado en la estabilidad del core, el equilibrio y la buena alineación de la rodilla redujo las lesiones del LCA en jugadoras de fútbol de 12 a 17 años en una investigación aleatoria por grupos. Con una reducción del 88% en las lesiones, los equipos más obedientes tuvieron un impacto aún mayor.

En otro en el cual se empleó un diseño no aleatorio para mostrar que un programa preventivo centrado en el equilibrio, la fuerza y la estabilidad del core redujo la aparición de lesiones de rodilla en jugadoras de fútbol de 13 a 19 años en un 77%. Aunque todas las lesiones de rodilla fueron el resultado principal, las lesiones de rodilla sin contacto también se redujeron considerablemente, y el grupo de control sufrió cinco lesiones de LCA en comparación con ninguna en el grupo de intervención.

No se encontraron ningún efecto significativo del programa FIFA "11" en jugadores de fútbol de 13 a 17 años en una investigación aleatoria por grupos (cuatro lesiones del LCA en el grupo de intervención frente a cinco en el grupo de control). La estabilidad del core, el equilibrio, la estabilización dinámica y la fuerza excéntrica de los isquiotibiales fueron el enfoque del "11". Los autores especularon que la falta de impacto pudo deberse a la falta de adherencia al programa. Para aumentar el cumplimiento, "11" se modificó, y fue renombrado como "FIFA 11+". En un experimento controlado aleatorio de jugadores de fútbol universitarios masculinos, se descubrió que "11+" reduce el riesgo de lesiones del LCA en un 76%. Los autores también descubrieron que cuanto más a menudo se utilizaba el programa, mayor era el beneficio para el atleta en términos de prevención de lesiones.

En conclusión, a pesar de la falta de datos, se recomiendan programas de prevención de lesiones para jugadoras de fútbol a partir de los 12 años. Para construir programas preventivos para niños más pequeños, se requiere la identificación futura de factores de riesgo modificables. Las publicaciones

futuras deberían ofrecer una discusión de los conceptos, la sustancia y la trayectoria de la rehabilitación.

El objetivo de De Blaiser et al. (16) fue investigar sobre el papel de la estabilidad del core como factor de riesgo en el desarrollo de lesiones en las extremidades inferiores en una población atlética.

La asociación entre la fuerza muscular del core y las lesiones del LCA se exploró en un estudio. Descubrieron disparidades entre atletas lesionados y sanos en fuerza absoluta, fuerza relativa y equilibrio de fuerza. Los corredores de esquí masculinos lesionados en comparación con los no lesionados tenían una fuerza relativa de flexión y extensión considerablemente reducida ($P = 0,013$) y un equilibrio de fuerza significativamente alterado ($P = 0,007$), los cuales se identificaron como variables contribuyentes para desencadenar una lesión del ligamento cruzado anterior.

Las corredoras de esquí lesionadas tenían una fuerza absoluta de flexión y extensión significativamente menor ($P = 0,009$) que las corredoras de esquí ilesas, y esto, junto con el equilibrio de la fuerza, se identificó como factores de riesgo de lesión del LCA.

El colapso de la rodilla en valgo está relacionado con proporciones de resistencia significativamente mayores o menores, así como con una fuerza insuficiente del core, lo que resulta en una rodilla inestable y propensa a lesiones durante el movimiento.

Finalmente, los hallazgos de este estudio brindan evidencia preliminar de un vínculo entre la mala estabilidad del core y el desarrollo de lesiones en las extremidades inferiores en atletas sanos. Las deficiencias en la estabilidad del core, así como la fuerza, la resistencia, la propiocepción y el control neuromuscular, se han identificado como posibles factores de riesgo de lesiones en las extremidades inferiores.

Déficits funcionales de la cadera y mecanismos de lesión de rodilla.

Pollard et al (17) 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 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.

La utilización del programa de entrenamiento para la prevención de lesiones del LCA disminuyó la dependencia de los músculos extensores de la rodilla a partir de un mejor uso de los músculos extensores de la cadera, lo que puede explicar el efecto protector de este tipo de programa de entrenamiento en el LCA lesión.

El objetivo del estudio realizado por Fox et al. (9) fue ver si las recomendaciones biomecánicas para la prevención de lesiones del LCA y el rendimiento en los movimientos de cambio de dirección estaban sincronizados. Los siguientes son los datos que se recopilaron.

Se demuestra que la flexión de la cadera excesiva, rápida y repentina genera que el tronco rote hacia adelante y aleje el centro de masa de la pierna de apoyo, provocando que el centro de presión se desplace en una dirección

anterior y lateral. Este desplazamiento del centro de gravedad lejos del cuerpo aumenta la fuerza de reactividad del brazo del suelo en relación con la rodilla.

El movimiento de la cadera en el plano transversal también se ha relacionado con los momentos de la rodilla en el plano frontal durante los cambios de dirección. Específicamente, una mayor rotación interna de la cadera se relaciona con momentos de abducción de rodilla más grandes durante ciertos cortes de maniobras. La rotación interna excesiva de la cadera puede resultar en un valgo dinámico, en la que la rodilla se mueve hacia adelante y hacia atrás mientras el pie permanece en contacto con el suelo. Debido a que el centro de presión se dirige lateralmente lejos de la articulación de la rodilla, esto podría cambiar la posición del brazo en el plano frontal alrededor de la rodilla.

Por el contrario, durante un corte lateral de 90°, se demuestra que los grados más pequeños de rotación interna de la cadera estaban asociados con cargas de rodilla más grandes en el plano frontal. Las solicitudes más comunes de un corte lateral de 90° a 45° (es decir, cambiar de dirección a un ángulo mayor) se realizaron para cambiar las estrategias biomecánicas que son importantes para el rendimiento. Se descubre que la generación de energía en la cadera en el plano frontal en lugar del plano sagital predice tiempos de finalización más cortos durante cortes laterales de 90°. Como resultado, el ángulo de cambio de dirección se puede considerar al evaluar ambos movimientos biomecánicos que pueden contribuir al riesgo de lesión del LCA o influir en el rendimiento. Los cambios en el movimiento de la cadera (particularmente en los planos sagital y transversal) son objetivos útiles para reducir el riesgo de lesión del LCA y evitar pérdidas de rendimiento.

El estudio de Wilczynski et al. (11) analizó las variables modificables que causan el valgo de la rodilla en adultos sanos durante las pruebas de sentadilla y aterrizaje con una sola pierna, así como las estrategias de entrenamiento físico.

La fuerza de la cadera y la activación muscular como causas del patrón de movimiento incorrecto de la rodilla:

La cadera funciona como una articulación reguladora a nivel neuromuscular, compensando los movimientos excesivos del sistema cinemático de las extremidades inferiores. Los músculos de los glúteos son los principales responsables del movimiento de la articulación de la cadera. Los mismos operan contra el movimiento dinámico en valgo de la rodilla debido a la abducción de la cadera y la rotación externa que generan. Además, los abductores de cadera más débiles pueden influir en la caída pélvica compensatoria y el desplazamiento lateral del torso.

Se encuentra una relación entre el valgo dinámico en las actividades con una sola pierna y la fuerza deficiente de la cadera, principalmente en mujeres para abductores, rotadores externos y extensores, pero también en hombres. Sin embargo, el vínculo entre la fuerza de los músculos de la cadera y el valgo dinámico de la rodilla está indudablemente influenciado por los movimientos empleados para cuantificar el valgo, como actividades balísticas, correr, caminar, cambios de dirección, sentadillas tanto a una pierna como a doble pierna.

Se identifica una relación significativa entre la fuerza de los rotadores externos de la cadera inferior y el ángulo en valgo máximo de la rodilla más grande. Se describieron subgrupos y encontraron la relación entre la fuerza de los músculos de la cadera y el valgo de la rodilla en tareas de SLL balístico, así como SLS de menor tamaño y no en trabajos balísticos de piernas dobles. Durante los aterrizajes de caída con una sola pierna, el DKV se relacionó con la fuerza de los abductores, extensores y rotadores externos de la parte inferior de la cadera en subgrupos de mujeres sanas.

Nakano et al. (18) efectuaron una revisión a partir de estudios clínicos, radiológicos y cadavéricos. Han documentado la información que instala las restricciones de la movilidad de la articulación de la cadera como un factor de riesgo de lesión de LCA.

Estudios clínicos: A pesar de que la limitación del movimiento solo se evalúa después de una lesión, todos los estudios revisados hasta ahora muestran un vínculo entre la movilidad de la de la cadera y el daño previo del LCA.

Estudios radiológicos: Información comparable a la encontrada en los ensayos clínicos.

Estudios cadavéricos: Demuestran una asociación inversa entre la tensión relativa máxima del LCA anteromedial y la disponibilidad del rango de rotación interna de la cadera. La falla del LCA fue más probable en especímenes con un rango limitado de movimiento interno de la cadera que en aquellos con un rango completo de rotación.

En conclusión, las investigaciones clínicas y radiográficas han encontrado una relación entre la movilidad restringida de la cadera y el daño del LCA, pero no han podido demostrar que las personas con movimiento restringido de la cadera tengan un mayor riesgo de sufrir una lesión del LCA en el futuro. Además, al evaluar pacientes con una lesión del LCA, sus datos subrayan la importancia de una evaluación clínica completa de la cadera. Se demostró que la tensión relativa máxima del LCA está negativamente relacionada con el rango de rotación interna de la cadera en experimentos cadavéricos, lo que sugiere un posible mecanismo para esta asociación.

Mousavi et al. (19), en su metaanálisis, ponen en evidencia factores de riesgo cinemáticos para las tendinopatías de los miembros inferiores en corredores. Dentro de las distintas tendinopatías se encuentran la tendinopatía del tendón de Aquiles, el síndrome de la banda iliotibial, la fascitis plantar, la tendinopatía del tendón rotuliano y la disfunción del tendón del tibial posterior.

Síndrome de la banda iliotibial

-Cinemática de la cadera: Cuando los corredores con ITBS se compararon con controles sanos, hubo disparidades significativas en la aducción máxima de cadera. Además, varias investigaciones implican que una mayor aducción máxima de cadera en mujeres es un componente etiológico clave en ITBS. En tres de los cinco estudios que examinaron, la debilidad de los abductores de la cadera, que conduce a una mayor aducción de la cadera, está relacionada con SBIT en los corredores. Como resultado, el aumento de la aducción de la

cadera podría verse como un factor de riesgo etiológico en el desarrollo de la enfermedad.

A su vez, se destacan posibles intervenciones conservadoras para controlar la aducción anormal de la cadera, las cuales incluyen el reentrenamiento de la marcha, ortesis de pie, enfoques de ejercicio, fortalecimiento de glúteos y vendaje rotacional femoral, que han demostrado ser efectivas para modificar aumento de la aducción de la cadera en las lesiones de las extremidades inferiores y podría ser útil para controlar el aumento aducción de cadera al manejar el síndrome de la banda iliotibial también.

En conclusión, los resultados enfatizan la necesidad de controlar la eversión del retropié, que muy probablemente se acompaña de cambios proximales en la cadena cinemática relevante de la extremidad inferior, como un potencial estrategia de gestión para las tendinopatías de los miembros inferiores.

Los hallazgos de esta revisión sistemática podrían ayudar en la toma de decisiones clínicas preventivas y terapéuticas donde las intervenciones apropiadas pueden abordar los factores de riesgo cinemáticos, reduciendo potencialmente el dolor y mejorando la función de los corredores con tendinopatías del miembro inferior.

Larwa et al. (12) realizaron una revisión sistemática que analiza los estudios de análisis de video de lesiones de LCA y los estudios sobre atletas que fueron preseleccionados con una eventual lesión de LCA; además de investigar los mecanismos biomecánicos que contribuyen a la lesión del LCA y considerar las diferencias entre hombres y mujeres. Consideran factores como el ángulo y la fuerza de la cadera, el movimiento de la rodilla, la estabilidad del tronco y el movimiento del tobillo para brindar un análisis integral, articulación por articulación, del riesgo de lesiones y posibles funciones de prevención. Dividen su revisión teniendo en cuenta las articulaciones de la cadera, tobillo, y el tronco en las cuales encuentran la siguiente información:

Flexión de cadera:

Las pacientes con lesiones del LCA tienen mayores grados de flexión de la cadera en el impacto inicial que las participantes de control.

Los individuos lesionados tenían una flexión máxima de cadera más alta que los participantes no lesionados (55,2° frente a 41,2°, respectivamente), además, que el grado medio de flexión de cadera (51°) se mantuvo durante las primeras etapas del primer contacto en lesionados versus no lesionados.

Un aterrizaje más rígido (menos flexión de la cadera) está relacionado con un mayor riesgo de daño del LCA (FC por cada 10 aumentos en el ROM de la cadera, 0,61 [IC del 95 %, 0,38–0,99]; $p=0,05$).

El momento máximo de flexión de la cadera fue mayor durante la lesión del LCA en comparación con los controles no lesionados.

Abducción de cadera:

No hay cambios significativos en la abducción media de la cadera entre los pacientes lesionados y no lesionados, aunque los sujetos lesionados tienen más abducción de la cadera en general en el momento de la lesión, con una diferencia media de $3,7^\circ \pm 11,7^\circ$.

Las acciones de corte y salto/aterrizaje, los altos grados de abducción de la cadera ($<20^\circ$) en el impacto inicial se relacionaron con el daño del LCA. En 43 de los 50 casos analizados, la postura de cadera más prevalente para las personas que experimentaron un daño del LCA fue la abducción en el contacto inicial.

Los atletas no lesionados muestran una fuerza de rotación externa de la cadera ($p = 0,003$) y una fuerza de abducción de la cadera ($p < 0,001$) considerablemente mayores que los atletas lesionados, según los hallazgos. Esto afirma que la reducción de la fuerza de abducción de la cadera está asociada con un riesgo estadísticamente significativo de daño del LCA.

En conclusión, los aterrizajes rígidos, la estabilidad del core, la poca fuerza de abducción de la cadera, el aumento del valgo de la rodilla, la longevidad de la rodilla con el tiempo y el aterrizaje en una postura de apoyo utilizando el

talón aumentan el riesgo de daño del LCA, según los autores de esta investigación. Todos estos factores tienen un papel en el daño del LCA de alguna manera. Para evitar futuras lesiones, los atletas jóvenes, tanto hombres como mujeres, pueden beneficiarse de regímenes de entrenamiento particulares que se centren en la fuerza del abductor de la cadera, la estabilidad del core, de la rodilla y la postura del tobillo al aterrizar.

El metaanálisis realizado por Lopes et al. (20) sintetiza la evidencia sobre los efectos de los programas de prevención de lesiones (PPI) en la biomecánica del aterrizaje. Dentro de las teorías analizadas por los mismos (dominancia de los ligamentos, los cuádriceps, el tronco y las piernas) asociadas con el riesgo de lesión del LCA, destaco las teorías de la dominancia del ligamento y del cuádriceps, ya que nos brinda información para tratar factores de riesgo de lesión del LCA identificados en otros estudios.

Teoría de la Dominancia del Ligamento

Un estudio encontró que después de un programa de prevención durante la temporada de fútbol, que incluía ejercicios de estiramiento, fortalecimiento, ejercicios pliométricos y de agilidad, redujo la rotación interna máxima de la cadera.

Teoría de la Dominancia del Cuádriceps

Los PPI aumentaron los ángulos de flexión de la cadera en HF ($P = 0,009$), la flexión máxima de la cadera ($P = 0,002$) y la flexión máxima de la rodilla ($P = 0,007$), aunque el momento de flexión máxima de la rodilla se redujo ($P = 0,005$), según el metaanálisis.

El aumento de la flexión de la cadera y la rodilla puede poner los isquiotibiales en una posición ideal para la contracción, lo que les permite operar como sinergistas del LCA al llevar la tibia hacia atrás, reducir la fuerza tibial anterior y mejorar la absorción de energía durante el aterrizaje. Además, un mayor ángulo de flexión de la rodilla al comienzo del aterrizaje reduce las tensiones en el LCA.

En conclusión, los IPP, particularmente aquellos que incluyen actividades que aumentan los ángulos de flexión de la cadera y la rodilla, como los ejercicios pliométricos, parecen ser útiles para reducir varios factores de riesgo biomecánicos. Provocan modificaciones que preservan el LCA, como una mayor flexión de la cadera y la rodilla después del aterrizaje. Además, los datos sugieren que un IPP personalizado que se enfoca en los factores de riesgo particulares de una persona es más efectivo que un programa genérico.

Kaeding et al. (21) brindan una mejor comprensión de los factores de riesgo de lesión. Dentro de los mecanismos de lesión que revisan en el estudio, muestran como la movilidad de la cadera puede considerarse como un factor de riesgo de lesión del LCA.

El aumento de la abducción de la rodilla es causado predominantemente por los movimientos de la cadera en el plano frontal, en particular la abducción de la cadera, según estudios que se centran en tareas de corte.

La flexión reducida de la cadera y la rodilla durante el aterrizaje también se considera un factor de riesgo de lesión del LCA; esta posición genera una mayor carga sobre las restricciones articulares estáticas (ligamentos, cápsula) que sobre las restricciones dinámicas (músculos, tendones).

La mecánica del plano transversal es tan importante como la mecánica del plano frontal y sagital en los procesos de daño del LCA. La rotación interna de la cadera puede generar un valgo de la rodilla, y la rotación interna de la tibia aumenta significativamente la tensión del LCA.

En conclusión, en el escenario en el que se combinen estos movimientos en los planos sagital, frontal y transversal, la lesión típica del LCA sin contacto es más factible que se desencadene.

Mehl et al. (14) revelaron que entre el 72-95% de los casos, las roturas del LCA se producen durante situaciones sin contacto, nombrando los aterrizajes, los frenos bruscos y los cambios repentinos de dirección como las situaciones más predisponentes. Divide los factores de riesgo en modificables (valgo

dinámico, baja flexión de cadera y rodilla durante el aterrizaje, mal control de cadera y tronco, debilidad de los flexores de la rodilla y los abductores de la cadera (en relación con los extensores de la rodilla), activación retardada de flexores, déficits propioceptivos, fatiga muscular, mala condición física general) y no modificables.

El valgo puede desarrollarse como resultado de la disminución de la fuerza muscular de la cadera, con la subsiguiente inclinación lateral de la cadera hacia el lado contralateral, o cualquier combinación de los factores mencionados anteriormente. Los déficits de fuerza de los rotadores externos y abductores de la cadera se confirman en atletas de alto riesgo.

En conclusión, es clave identificar los factores de riesgo modificables nombrados anteriormente para reducir las lesiones del LCA en atletas, particularmente en circunstancias sin contacto. Se considera importante la implementación de trabajos sobre dichos factores, para reducir la frecuencia de lesiones de rodilla y ruptura del LCA. Las estrategias de prevención deben basarse en ejercicios de salto para desarrollar músculos y rectificar patrones de movimiento, entrenamiento de equilibrio, entrenamiento de fuerza y ejercicios de carrera/flexibilidad.

Wojtys et al. (22) evaluaron una variedad de investigaciones para comprender la mecánica del daño del ligamento cruzado anterior (LCA) con la esperanza de prevenir mejor estas lesiones y sus consecuencias.

Demostraron cómo limitar la rotación axial interna en la cadera aumenta la vulnerabilidad a la lesión del LCA en atletas profesionales y también aumenta la tensión máxima del LCA durante aterrizajes de pivote simulados, lo que aumenta la posibilidad de falla por fatiga del LCA.

Después de analizar los elementos anatómicos y mecánicos que aumentan la tensión del LCA y, en consecuencia, el riesgo de lesiones, se enfocaron en los atletas que pueden correr un mayor riesgo. Encontraron un vínculo interesante entre la rotación interna limitada de la cadera (p. ej., debido a pinzamiento femoroacetabular) y aquellos con desgarros anteriores de LCA. En

una muestra final de 324 atletas, 34 de los cuales ya se habían sometido a reconstrucciones del LCA, las lesiones del LCA fueron más comunes en aquellos que tenían la rotación interna de la cadera restringida.

Los hallazgos mostraron que una disminución en la rotación interna de la cadera estaba relacionada con un aumento estadísticamente significativo en la probabilidad de daño del LCA en la rodilla ipsilateral o contralateral (OR 0,95, $p = 0,0001$ y $p = 0,0001$, respectivamente). Una reducción de 30 grados en la rotación interna de la cadera izquierda se vinculó con un aumento de 4,06 y 5,29 veces en las probabilidades de daño del LCA en las extremidades ipsilateral y contralateral, respectivamente, según un cálculo de la razón de posibilidades para la lesión del LCA basado en la alteración de la rotación interna de la cadera.

La rotación interna restringida de la cadera aumentó sustancialmente la tensión máxima anticipada del LCA durante el aterrizaje de pivote, según un modelo in silico. Según los hallazgos, la tensión máxima del LCA será consistentemente mayor si una persona cae con la cadera en su rango terminal de rotación interna que si la cadera se encuentra inicialmente en un rango medio de rotación interna. Como resultado, es posible que la rotación interna restringida de la cadera aumente la probabilidad de falla del LCA.

La noción de que la tensión máxima del LCA anteromedial relativo (AM-ACL-R) durante un aterrizaje de pivote simulado con una sola pierna está negativamente vinculada se investigó in vitro después de detectar la asociación entre el daño del LCA y la rotación axial femoral interna reducida. Se encontró que la tensión máxima de AM-ACL-R estaba inversamente relacionada con el rango disponible de rotación axial femoral interna ($R^2 = 0,91$, $p = 0,001$), con un aumento del 1,3% en la tensión por cada 10 grados de disminución en la rotación; esto equivalía a un aumento del 20% en el estrés relativo máximo, dado un rango promedio de rotación axial femoral de 15 grados al aterrizar en atletas sanos.

Hubo dos implicaciones clínicas de estas investigaciones. En primer lugar, es crucial saber dónde se encuentra el fémur en su rango de rotación axial femoral interno mientras aterriza o realiza un movimiento de planta y corte.

Cuanto más se acerca el fémur a su rango terminal de rotación interna, más probable es que haya contacto hueso con hueso entre el cuello femoral y el borde acetabular, lo que reduce la rotación axial femoral y aumenta la tensión máxima del LCA. En segundo lugar, la identificación del examen físico de la rotación interna limitada en la cadera es crucial para los programas de prevención de lesiones del LCA, así como para la evaluación del riesgo individual. Los atletas en riesgo pueden ser identificados y seleccionados para terapias de prevención de lesiones utilizando una prueba simple de rango de movimiento interno pasivo de la cadera antes del entrenamiento de pretemporada.

van der Merwe et al. (23) realizaron esta revisión, cuyo objetivo fue determinar el papel profiláctico que el fortalecimiento de los músculos que actúan sobre el pie puede tener sobre el riesgo de lesiones del ligamento cruzado anterior (ACLR) y esguinces laterales de tobillo (LAS).

El tronco está estabilizado por encima de las caderas por los músculos del core, así como por los extensores y abductores de la cadera, lo que evita el movimiento lateral del vector de fuerza de respuesta del suelo. Los músculos que trabajan en la cadera también impiden la aducción de la cadera y la rotación interna del muslo.

Una reducción en la flexión de la cadera, que es común en las atletas femeninas, reduce la actividad de los isquiotibiales al tiempo que aumenta la activación del cuádriceps, lo que resulta en un importante momento extensor intrínseco de la rodilla, que puede exacerbar la tensión del LCA.

En conclusión, las lesiones del LCA son complejas, con daños que varían según el trabajo y la interacción entre los segmentos del pie y la pierna. La conexión de rotaciones del eje longitudinal de la tibia y la articulación subastragalina es un hallazgo típico en los procesos lesionales de LCA. El movimiento multiplanar del complejo pie-tibia está dictado tanto por la congruencia de las superficies articulares como por la actividad neuromuscular de los músculos asociados a ella en tareas dinámicas de soporte de peso. De esta forma, las articulaciones subastragalina y talocrural se ven afectadas por

la estabilidad y los movimientos de los segmentos del pie. Como resultado, el fortalecimiento de los músculos que operan en los segmentos del pie puede tener una gran influencia en los procesos de lesión del LCA, lo que enfatiza la relevancia del entrenamiento de fuerza específico del músculo del pie como una forma de prevenir las lesiones comunes de los ligamentos de las extremidades inferiores.

En esta investigación, el propósito de Yeow et al. (24) fue identificar que articulaciones disipan más la energía ante maniobras de caídas unipodales y bipodales, con el fin de poder evaluar cómo se comportan los miembros inferiores ante estas maniobras, frente a la fuerza de reacción del suelo. Recalco la información obtenida por esta investigación en torno a la cinemática del tren inferior, tanto en el plano sagital como en el frontal.

Cinemática en el plano sagital

En cuanto a la posición de la articulación en el contacto inicial, descubrimos que el aterrizaje unipodal tenía un ángulo de flexión de rodilla más bajo que el aterrizaje bipodal. Además, durante el aterrizaje bipodal, la cadera y la rodilla mostraron un ROM en el plano sagital más grande que durante el aterrizaje unipodal.

Cinemática del plano frontal

En cuanto a la posición de la articulación en el primer contacto, descubrimos que el aterrizaje unipodal tenía un ángulo de aducción de cadera más bajo que el aterrizaje bipodal. El aterrizaje unipodal tenía un ROM más bajo en la articulación de la cadera que el aterrizaje doble, mientras que el aterrizaje unipodal tenía un ROM más alto en la articulación de la rodilla que el aterrizaje bipodal.

En los planos sagital y frontal, los aterrizajes tanto unipodal como bipodal utilizaron distintas técnicas de disipación de energía. Descubrieron que la cadera y la rodilla hacían contribuciones significativas a la disipación de energía del plano sagital en el aterrizaje bipodal, pero la cadera y el tobillo eran los principales disipadores de energía en el aterrizaje unipodal.

Durante el aterrizaje bipodal, la cadera fue el principal disipador de energía en el plano frontal, pero durante el aterrizaje unipodal, la rodilla fue el principal disipador de energía.

La disipación de energía fue menor en el plano sagital (el plano principal de movimiento de la articulación de la rodilla y el músculo asociado) pero mayor en el plano frontal durante el aterrizaje unipodal (ROM anatómico limitado y musculatura en la articulación de la rodilla para la absorción de impactos).

Entonces, teniendo en cuenta la biomecánica del plano frontal exhibida por la rodilla durante el aterrizaje unipodal, las estructuras pasivas, como el LCA, son propensas a la carga del plano frontal durante un aterrizaje unipodal, lo que lleva a que esta maniobra tenga una mayor probabilidad de provocar lesiones traumáticas en la rodilla, en particular lesiones del LCA sin contacto, en comparación con la maniobra de aterrizaje bipodal.

Con la obtención de estos datos, obtenemos información valiosa sobre como la movilidad tanto de la cadera como del tobillo son imprescindibles para trabajar en la disipación de energía ante la fuerza de reacción del suelo, protegiendo así a las distintas estructuras de la articulación de la rodilla.

Debido a la biomecánica del plano frontal que muestra la rodilla durante el aterrizaje unipodal, los tejidos pasivos como el LCA son más susceptibles a las cargas del plano frontal, lo que hace que esta técnica tenga más probabilidades de éxito. En comparación con la técnica de aterrizaje bipodal, causa lesiones graves en la rodilla, en particular daño del LCA sin contacto.

Esta información nos permite comprender sobre cómo la movilidad de la cadera y el tobillo trabajan juntos para disipar energía frente a la fuerza de reacción del suelo, que protege los diversos componentes de la articulación de la rodilla.

Reiman et al. (25) estudiaron la influencia de la cadera con distintas patologías en la articulación de la rodilla. La información obtenida es la siguiente:

Influencias de la cadera y síndrome de dolor patelofemoral

A través del desplazamiento medial de la rótula en relación con la espina ilíaca anterosuperior, el aumento de la aducción de la cadera (movimiento femoral en la pelvis) aumenta el ángulo Q. A través del desplazamiento medial de la rótula en relación con la tuberosidad tibial, el aumento de la rotación interna de la cadera también aumenta este ángulo.

Cuando se comparó la cinemática de la cadera y la rodilla en personas con y sin síndrome de dolor patelofemoral durante tareas cada vez más difíciles (sentadillas con una sola pierna, correr y saltos repetidos con una sola pierna), las personas con síndrome de dolor patelofemoral tenían más aducción de cadera.

Influencias de la cadera y lesión del ligamento cruzado anterior

La tensión del LCA aumenta con el valgo excesivo de la rodilla junto con el aumento de la rotación interna femoral y la rotación externa tibial.

La lesión del LCA es más probable en atletas que realizan acciones atléticas con mayor valgo de la rodilla. Las personas con más aducción de la cadera, rotación interna de la cadera y valgo de la rodilla tenían más probabilidades de sufrir una lesión del LCA.

Influencias de la cadera y síndrome de la banda iliotibial

La estabilidad pélvica y el control excéntrico inadecuados de la aducción femoral durante la fase de apoyo de la marcha pueden deberse a la debilidad de los músculos glúteos laterales.

El síndrome de la banda iliotibial se ha relacionado con una mayor aducción máxima de la cadera y una mayor rotación interna de la rodilla. Al apretar la banda iliotibial contra el cóndilo femoral lateral, estas acciones combinadas pueden hacer que se estrese.

El conjunto de evidencia actual sugiere que la cadera tiene un impacto multifacético en la disfunción de la rodilla a lo largo de la vida. La debilidad de la cadera y la mala mecánica de las extremidades inferiores pueden causar una variedad de problemas de rodilla a lo largo de la vida. Los autores de estudios más recientes también han concluido que las terapias de cadera pueden ayudar con la función de la rodilla. Para evitar el daño potencial de la rodilla, parece ser necesario el cribado de la debilidad de la cadera y la falta de movilidad rotacional.

Pollard et al. (26) querían ver si las personas que tienen un patrón de aterrizaje de baja flexión (flexión disminuida de la rodilla y la cadera) tienen más momentos y ángulos en el plano frontal en la rodilla que las personas que no tienen un patrón de aterrizaje de baja flexión (es decir, flexión elevada de rodilla y cadera). Además, examinaron las características biomecánicas y neuromusculares de ambos grupos (es decir, la cinemática de los planos sagital y frontal, la cinética de la cadera y la rodilla, así como los patrones de activación de los cuádriceps y los isquiotibiales).

Identificaron que las mujeres con una flexión disminuida de cadera y rodilla aumentaron los ángulos de valgo de la rodilla y los momentos aductores de la rodilla durante la fase de desaceleración del aterrizaje en comparación con aquellas con una elevada flexión de cadera y rodilla. Además, las mujeres que estaban restringidas en su movilidad en el plano sagital tenían momentos extensores de rodilla más grandes y activación del vasto lateral. Esta tendencia biomecánica podría ponerlo en peligro de lesionar el LCA.

Alentorn-Geli et al. (27) dividieron los factores de riesgo en ambientales, anatómicos, hormonales, neuromusculares y biomecánicos, como posibles precursores de una lesión de LCA. Se destaca la información obtenida de la cadera y del pie.

La inclinación pélvica anterior coloca la cadera en una posición de rotación interna, anteversión y flexión, alargando y debilitando los isquiotibiales y

desplazando los brazos temporales de los músculos glúteos. Los isquiotibiales son vitales para evitar el genu recurvatum, tanto estático como dinámico, así como el desplazamiento anterior del tibial. Los músculos de los glúteos juegan un papel clave en la flexión de la cadera (glúteo mayor) y evitan el colapso dinámico en valgo (glúteo medio). El genu valgo y la pronación subastragalina se exacerban aún más por la inclinación pélvica anterior. En los participantes con daño del LCA, el genu recurvatum, la caída excesiva del navicular y la pronación subastragalina excesiva son más comunes que en las personas sin lesión del LCA, todo lo cual se ha relacionado con la carga del LCA.

Debido a la incapacidad de los músculos para mantener la cadera en abducción durante las tareas que soportan peso, como aterrizar, cortar o cambiar de dirección, un glúteo medio débil puede causar un colapso dinámico en valgo. La marcha con los dedos de los pies muestra torsión femoral y, con frecuencia, se asocia con una torsión tibial externa más alta, que se ha relacionado con el colapso funcional en valgo en la articulación de la rodilla.

Powers et al. (28) realizaron una extensa revisión sobre los factores proximales que podrían generar patologías y/o síndromes en las articulaciones femorotibial y femororrotuliana. La información obtenida es la siguiente.

Lesión del ligamento cruzado anterior:

Las atletas femeninas tenían momentos y ángulos de valgo de rodilla más grandes, lo que es indicativo de una técnica de movimiento en la que los extensores de la cadera se subutilizan para desacelerar el centro de masa del cuerpo. Específicamente, durante la fase de desaceleración de una tarea de salto con caída, las mujeres con momentos y ángulos de valgo de rodilla más altos tenían momentos extensores de cadera más bajos y menos absorción de energía en la cadera. Las mujeres que usaron más los extensores de la cadera para absorber las fuerzas de impacto tenían ángulos de valgo de rodilla más bajos y un momento de valgo de rodilla medio 53% más bajo. Los individuos pueden adaptarse dependiendo más de las limitaciones del cuádriceps y del

plano frontal pasivo (es decir, los ligamentos) para absorber los impactos si los extensores de la cadera no pueden contribuir suficientemente a la desaceleración del centro de masa del cuerpo durante el aterrizaje. fuerzas de impacto.

Síndrome de la banda iliotibial:

La fuerza abductora de la cadera de la extremidad afectada de los corredores de larga distancia con síndrome de la banda iliotibial se comparó con la del lado no afectado y con un grupo de control asintomático en una investigación evaluada. Se demostró que la fuerza del abductor de la cadera de la extremidad afectada era considerablemente menor en los corredores con síndrome de banda iliotibial en comparación con la extremidad no afectada y el grupo de control (20% y 18%, respectivamente). El 92% de las personas con el síndrome de la banda IT pudieron volver a trotar sin molestias después de un programa de rehabilitación de 6 semanas que incluyó el fortalecimiento de los abductores de la cadera. Todos los atletas habían vuelto a involucrarse por completo en el seguimiento de 6 meses.

Articulación femorrotuliana:

La rotación interna excesiva del fémur provocó cambios en la cinemática de la articulación femorrotuliana en mujeres con molestias en la articulación femorrotuliana (casi el doble de lo observado en el grupo de control). Como resultado, el control de la rotación femoral puede ser crucial para restaurar la cinemática normal de la articulación femorrotuliana. Además, los estudios han demostrado que el movimiento aberrante del fémur en relación con la tibia puede provocar una disminución del área de contacto femorrotuliano y una mayor tensión en la articulación, por lo que la reducción de la rotación femoral puede alterar la dinámica de la articulación femorrotuliana.

Las mujeres con molestias en la articulación femorrotuliana tienen ángulos Q dinámicos aumentados, según una investigación. Se encontró que el ángulo Q dinámico durante el descenso de escaleras en mujeres con dolor en la articulación femorrotuliana era de 39° en promedio, en comparación con 24° en un grupo de control sin dolor.

Un aumento de 10° en el ángulo Q resultó en un aumento del 45% en la presión de contacto máxima en la parte lateral de la articulación femorrotuliana, según otra investigación. Como resultado, incluso pequeñas variaciones en la alineación de las extremidades inferiores durante tareas dinámicas pueden tener un impacto significativo en la tensión de la articulación femorrotuliana.

Como puede verse, existe un cuerpo sustancial de evidencia que indica que las variables proximales pueden influir en la mecánica de las articulaciones femorrotuliana y femorrotuliana. Además, cada vez hay más evidencia de que el control inadecuado de la cadera, la pelvis y el tronco juega un papel en los procesos de lesión.

Déficits funcionales del tobillo y mecanismos de lesión de rodilla.

Dill et al (29) se plantearon 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 ($\geq 15^\circ$) o limitada ($\leq 5^\circ$). 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.

Fong et al (30) parece respaldar el hallazgo de que un mayor rango de movimiento de dorsiflexión se asocia a una mayor flexión de rodilla, y también con fuerzas de reacción del suelo 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.

Wahlstedt & Rasmussen-Barr (31) 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. 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.

El objetivo del estudio realizado por Fox et al. (9) fue ver si las recomendaciones biomecánicas para la prevención de lesiones del LCA y el rendimiento en los movimientos de cambio de dirección estaban sincronizados. Los siguientes son los datos que se recopilaron.

Se ha estudiado la influencia de la biomecánica de corte de la zancada lateral en el patrón de zancada (retropié frente a antepié). La cantidad de flexión plantar frente a dorsiflexión presente en el contacto inicial del procedimiento de corte está estrechamente relacionada con estos patrones.

Durante los cortes laterales de 60° realizados con un patrón de antepié, se observa una reducción de los ángulos de rodilla en valgo. De manera similar, durante el corte del paso lateral, los "aterrizajes de los dedos" (es decir, un patrón del antepié) se vinculan con momentos de abducción máxima de rodilla más bajos. Los atletas se benefician al aterrizar con el antepié, lo que les

ayuda a alinear mejor sus extremidades inferiores y minimizar el brazo de momento de la fuerza de reacción del suelo en el plano frontal.

Otro descubrimiento fue que los atletas que emplean un patrón habitual de golpe con el retropié durante cortes de paso lateral no anticipados absorben más trabajo y fuerza a través de la rodilla, lo que resulta en momentos máximos de abducción de la rodilla más altos.

Un patrón de aterrizaje del antepié durante el corte del paso lateral puede reducir el riesgo de daño del LCA al mejorar la alineación de la rodilla en el plano frontal y minimizar los momentos de abducción de la rodilla. El aumento de la tensión en la rodilla se puede contrarrestar con un cambio natural a un patrón de pisada con el antepié, que puede proteger contra el daño del LCA y mejorar el rendimiento.

El estudio de Wilczynski et al. (11) analizó las variables modificables que causan el valgo de la rodilla en adultos sanos durante las pruebas de sentadilla y aterrizaje con una sola pierna, así como las estrategias de entrenamiento físico.

La restricción de ROM DF está asociada con DKV (SMD 0,65, IC del 95%: 0,88 a 0,41), independientemente de si la ROM DF era medido con o sin carga del pie (soporte de peso), así como la flexión o extensión de la rodilla.

Se proporcionó evidencia de la influencia de la limitación de ROM DF en la prueba SLS. Participaron 70 personas sanas de ambos sexos. Se utilizó un goniómetro para medir el DF ROM en 90 grados de flexión y extensión de la rodilla en una postura corporal supina. El grupo de valgo tenía un DF ROM más bajo en un 37,5 por ciento (extendido) y un 33,1 por ciento (flexionado) que el grupo de control.

Otra evaluación del DF ROM fue con el test de Lunge. El ROM de DF promedio fue (10,7 cm $\pm$ 3,4 cm), con el pico de movimiento de la rodilla en el plano frontal (FPPA) promedio en valgo (4° $\pm$ 7°). Se relaciona el valgo con DF ROM (Odds Ratio (OR) 1,8, intervalo de confianza (IC) del 95% 1,2 a 2,9). Con una mayor indicación de OR para la dorsiflexión de la articulación del tobillo, un

rango de tobillo más bajo corresponde a una FPPA más grande. Además, durante la sentadilla con una sola pierna (SLS), los participantes con mejor movilidad en la parte media del pie tienen 2,4 veces más probabilidades de alcanzar el ángulo de rodilla en valgo máximo.

El impacto de la limitación de ROM DF en DKV y en SLS ha sido confirmado por dos investigaciones.

En su metaanálisis, Mousavi et al. (19) identificaron factores de riesgo para tendinopatías de los miembros inferiores en corredores. La tendinopatía de Aquiles, el síndrome de la banda iliotibial, la fascitis plantar, la tendinopatía rotuliana y la disfunción del tendón tibial posterior se encuentran entre las diversas tendinopatías.

Tendinopatía del tendón de Aquiles

-Cinemática del tobillo: En el contacto con el talón, la única diferencia entre los corredores con tendinopatía de Aquiles y los controles fue la eversión del retropié. Los corredores que sufrían de tendinitis de Aquiles exhibieron más eversión del retropié. Esto contrasta con el conocimiento existente, la percepción común y ciertas investigaciones sobre la tendinopatía de Aquiles, que afirman que la desalineación de las extremidades inferiores, particularmente en la parte inferior de la pierna, juega un papel clave en el desarrollo de la tendinopatía de Aquiles. Los hallazgos también muestran que el manejo del calzado tiene un efecto variado sobre la eversión máxima; esto implica una tendencia creciente en la eversión máxima cuando se corre con zapatillas frente a una tendencia decreciente cuando se corre descalzo.

Síndrome de la banda iliotibial

-Cinemática del tobillo: Al comparar corredores con ITBS con controles sanos, se encontró que la eversión máxima más baja del retropié era significativamente menor. Este hallazgo es consistente con el hecho de que, según dos estudios, la rotación interna tibial máxima más baja se asocia con la eversión del retropié. En corredores con síndrome de la banda IT, el resultado del metaanálisis para la pronación máxima revela de manera similar una

tendencia hacia una mayor pronación máxima. Estos hallazgos muestran que las personas con problemas de la cadena cinemática adquieren el síndrome de la banda iliotibial a través de un mecanismo distal.

Tendinopatía del tendón rotuliano

Hubo una investigación que analizó la cinemática de los corredores que habían desarrollado PT. La amplitud de la eversión máxima del tobillo fue sustancialmente mayor en los pacientes con PT. Cuando los individuos PT se compararon con los controles, la aducción de la cadera, que puede considerarse como un acoplamiento de pronación/rotación tibial interna en la cadena cinemática de la extremidad inferior, fue considerablemente mayor.

A su vez, se destacan posibles intervenciones conservadoras para controlar la aducción anormal de la cadera, las cuales incluyen el reentrenamiento de la marcha, ortesis de pie, enfoques de ejercicio, fortalecimiento de glúteos y vendaje rotacional femoral, que han demostrado ser efectivas para modificar aumento de la aducción de la cadera en las lesiones de las extremidades inferiores y podría ser útil para controlar el aumento aducción de cadera al manejar el síndrome de la banda iliotibial también.

Finalmente, los hallazgos enfatizan la necesidad de controlar la eversión del retropié, que probablemente se acompañe de cambios cercanos en la cadena cinemática relevante de la extremidad inferior, como una posible estrategia de manejo para las tendinopatías de las extremidades inferiores.

Los hallazgos de esta revisión sistemática pueden ayudar en la toma de decisiones clínicas preventivas y terapéuticas en las que las intervenciones apropiadas podrían abordar los factores de riesgo cinematográficos, tal vez reduciendo el dolor y mejorando la función del corredor con tendinopatías del miembro inferior.

Larwa et al. (12) realizaron una revisión sistemática que analiza los estudios de análisis de video de lesiones de LCA y los estudios sobre atletas que fueron preseleccionados con una eventual lesión de LCA; además de investigar los mecanismos biomecánicos que contribuyen a la lesión del LCA y considerar las

diferencias entre hombres y mujeres. Consideran factores como el ángulo y la fuerza de la cadera, el movimiento de la rodilla, la estabilidad del tronco y el movimiento del tobillo para brindar un análisis integral, articulación por articulación, del riesgo de lesiones y posibles funciones de prevención. Dividen su revisión teniendo en cuenta las articulaciones de la cadera, tobillo, y el tronco en las cuales encuentran la siguiente información:

Movimiento del tobillo:

La flexión plantar media del tobillo es sustancialmente menor en los pacientes lesionados en el contacto inicial en comparación con los controles ($10,7^\circ \pm 9,6^\circ$ frente a $22,9^\circ \pm 10,1^\circ$) después de saltar o dar un paso hasta el contacto inicial con el suelo.

Los atletas lesionados no se convertían a la dorsiflexión tan rápido como los atletas de control. Los atletas de control habían alcanzado $18,2^\circ$ de dorsiflexión con pie plano, pero los atletas lesionados solo tenían $9,4$ grados ($p 0,0001$), lo que indica que una pobre amplitud del tobillo al aterrizar genera una absorción ineficaz de la fuerza de respuesta del suelo por parte del complejo gastrocnemio-sóleo.

La mayoría de los jugadores lesionados aterrizan con el talón o el pie plano en lugar de la punta del pie (18 contra 9); además, las lesiones masculinas del LCA tienden a ocurrir más con el golpe del talón en el contacto inicial con la flexión plantar mediana del tobillo de 10 en casos de lesiones y 0 en casos sin lesiones.

En conclusión, los aterrizajes rígidos, la estabilidad del core, la poca fuerza de abducción de la cadera, el aumento del valgo de la rodilla, la longevidad de la rodilla con el tiempo y el aterrizaje en una postura de apoyo utilizando el talón aumentan el riesgo de daño del LCA, según los autores de esta investigación. Todos estos factores tienen un papel en el daño del LCA de alguna manera. Para evitar futuras lesiones, los atletas jóvenes, tanto hombres como mujeres, pueden beneficiarse de regímenes de entrenamiento particulares que se centren en la fuerza del abductor de la cadera, la estabilidad del core, de la rodilla y la postura del tobillo al aterrizar.

Las rupturas del LCA ocurren en el 72-95% de los casos durante escenarios sin contacto, según Mehl et al. (14), con aterrizajes, frenadas abruptas y cambios rápidos de dirección como los principales factores predisponentes. Dividieron los factores de riesgo en modificables (valgo dinámico, baja flexión de la cadera y la rodilla durante el aterrizaje, control deficiente de la cadera y el tronco, debilidad de los flexores de la rodilla y abductores de la cadera (en relación con los extensores de la rodilla), activación retrasada de los flexores, déficits propioceptivos, fatiga muscular, mal estado físico general) y no modificables.

La eversión de la parte inferior del tobillo, la falta de coordinación y el deterioro de la capacidad propioceptiva, o cualquier combinación de las razones mencionadas anteriormente, pueden causar valgo. El pie (eversión) y el tobillo (rotación externa) también pueden generar un valgo dinámico.

Finalmente, identificar los factores de riesgo modificables descritos anteriormente es fundamental para disminuir las lesiones del LCA en los atletas, especialmente en situaciones sin contacto. Se cree que la implementación de estudios sobre estos factores ayudará a minimizar la cantidad de lesiones de rodilla y rupturas de LCA. Las actividades de salto para fortalecer los músculos y corregir los patrones de movimiento, el entrenamiento del equilibrio, el entrenamiento de fuerza y los ejercicios de carrera/flexibilidad deben incluirse en los métodos de prevención.

Este estudio fue realizado por van der Merwe et al. (23) con el objetivo de determinar el papel que puede tener el fortalecimiento de los músculos que funcionan en los pies en la reducción del riesgo de ligamento cruzado anterior (ACLR) y esguinces laterales del tobillo (LAS).

La tibia se mueve en aducción durante la eversión del retropié y la pronación de la articulación subastragalina. La tibia sigue el movimiento de aducción del astrágalo en rotación interna debido a la forma de mortaja de la articulación talocrural y las características de tensión de los ligamentos circundantes. Como resultado, la eversión del retropié y la pronación de la articulación subastragalina están relacionadas con movimientos de alto riesgo

que aumentan el riesgo de daño del LCA. De hecho, las mediciones estáticas de la caída del escafoides, que indican la pronación de la articulación subastragalina, se asocia con ángulos de valgo de la rodilla más altos y un mayor riesgo de daño del LCA. Además, mayores ángulos de valgo de la rodilla se asocian con una excesiva pronación dinámica del retropié y ángulos de eversión del retropié durante el cambio de dirección y tareas de salto, lo que aumenta el riesgo de lesión del LCA.

En resumen, las lesiones LCA son complejas, con diversos grados de daño según el tipo de trabajo y la interacción entre los diversos segmentos del pie y la pierna. La conexión de rotaciones en el eje longitudinal de la tibia y la articulación subastragalina es un hallazgo común en los procesos lesionales de la LCA. El movimiento multiplanar del complejo pie-tibia está dictado por la congruencia de las superficies articulares, así como por la actividad neuromuscular de los músculos asociados con él en tareas dinámicas de soporte de peso. Como resultado, las articulaciones subastragalina y talocrural se ven afectadas por la estabilidad y el movimiento de los segmentos del pie. Como resultado, fortalecer los músculos que operan en los segmentos de las extremidades inferiores puede tener un impacto significativo en las lesiones del LCA, lo que enfatiza la necesidad de un entrenamiento de fuerza específico para los músculos de las extremidades inferiores como una forma de evitar las lesiones comunes de los ligamentos de las extremidades inferiores.

Wyndow et al. (32) querían evaluar si había una diferencia en la movilidad del pie y el tobillo, la postura del pie y el valgo dinámico de la rodilla durante la sentadilla con una sola pierna entre las personas con y sin osteoartritis patelofemoral (PFOA).

El grupo de PFOA exhibió menos dorsiflexión del tobillo, más movilidad de la altura y la anchura del mediopié, y una mayor magnitud del movimiento del pie que los controles, según los hallazgos.

Si bien no hubo diferencias en el FPPA (ángulo de valgo de la rodilla) entre los grupos, las personas con PFOA tenían características de pie y tobillo diferentes a las de los participantes de control, lo que demuestra una relación

deficiente entre una rodilla lesionada y la cinemática de la articulación del tobillo, lo que sugiere que las intervenciones clínicas para abordar el aumento de la movilidad del pie pueden ser relevante para el PFOA.

Backman et al. (33) analizaron si un rango bajo de dorsiflexión del tobillo aumenta el riesgo de desarrollar tendinopatía rotuliana en jugadores de baloncesto.

Dada la alta frecuencia de tendinopatía rotuliana en los jugadores de baloncesto, es probable que más jugadores adquieran la afección con el tiempo. Además, es bien sabido que la tendinopatía es una enfermedad bilateral, con muchas personas que tienen alteraciones asintomáticas en el tendón contralateral y posteriormente desarrollan síntomas allí.

La muestra consistió en un grupo de atletas (jugadores de baloncesto juveniles de primer nivel) que se separaron en grupos de alto y bajo riesgo, utilizando un punto de corte de 36,5° de dorsiflexión.

Según los hallazgos, el 83,3% de los atletas en la categoría de mayor riesgo desarrollarán tendinopatía dentro de un año. Al año, entre el 97,9% y el 98,2% de los jugadores del grupo de menor riesgo no adquirieron tendinopatía, lo que es un resultado excelente que permite descartar el riesgo de desarrollar tendinopatía con un alto grado de confianza.

La tendinopatía rotuliana podría prevenirse si todos los jugadores con dorsiflexión del tobillo inferior a 36,5° mejoraran su movilidad.

En el estudio realizado por Malliaras et al. (34), la tendinopatía rotuliana se relacionó con un rango reducido de dorsiflexión del tobillo. El rango reducido de dorsiflexión del tobillo puede aumentar el riesgo de tendinopatía rotuliana porque la conexión entre la dorsiflexión del tobillo y la contracción excéntrica de los músculos de la pantorrilla es vital para absorber la tensión de las extremidades inferiores durante el aterrizaje después de un salto.

Se demostró que el rango de dorsiflexión del tobillo es el único factor de riesgo posible para la tendinopatía. En el lado derecho ($p = 0,03$), hubo una diferencia significativa en el rango de dorsiflexión del tobillo entre los grupos de

salud del tendón, con una tendencia hacia una diferencia en el lado izquierdo ($p = 0,08$). Los estudios revelaron que los atletas con tendinopatía rotuliana tenían un rango de dorsiflexión del tobillo considerablemente más reducido que los jugadores con tendones normales en ambos lados del cuerpo.

Se demostró que la puntuación de dorsiflexión del tobillo de 45° es la más confiable para identificar tendones con tendinopatía rotuliana. En atletas con un rango de dorsiflexión del tobillo superior a 45°, hubo una probabilidad posterior a la prueba de alrededor del 75% o más de que los tendones fueran normales.

En conclusión, aumentar el rango de dorsiflexión en atletas con rango limitado puede ayudar a evitar lesiones del tendón rotuliano.

Lima et al. (35) en su revisión estudiaron la asociación entre la amplitud de movimiento de la dorsiflexión del tobillo y el valgo dinámico de la rodilla. El síndrome de dolor patelofemoral y las lesiones del ligamento cruzado anterior sin contacto están relacionadas con un cambio en el patrón de movimiento de las extremidades inferiores. El valgo dinámico de la rodilla es un patrón que consiste en una combinación de aducción femoral excesiva, rotación interna, rotación interna de la tibia y desplazamiento interno de la rodilla.

En comparación con los controles, las personas con valgo dinámico de rodilla tenían un rango de movimiento de dorsiflexión más bajo. En conclusión, los hallazgos del metaanálisis muestran que un rango de movimiento de dorsiflexión más bajo está relacionado con un valgo dinámico de la rodilla. En el entorno terapéutico, la evaluación del rango de movimiento de la dorsiflexión es fundamental porque puede estar relacionada con patrones de movimiento dañinos de las extremidades inferiores.

Durante una tarea de descenso, Rabin et al. (36) investigaron la relación entre el rango de la articulación de la dorsiflexión del tobillo y la cinemática de la cadera y la rodilla.

Los participantes en los subgrupos de dorsiflexión disminuida tenían más rotación externa máxima de la rodilla que los de los subgrupos de dorsiflexión aumentada, según sus hallazgos.

Además, cuando se compararon los individuos en el grupo sin carga de peso con dorsiflexión disminuida con aquellos en el subgrupo sin carga de peso con dorsiflexión aumentada, los participantes en el subgrupo sin carga de peso con dorsiflexión aumentada tenían una flexión máxima de rodilla más baja.

En conclusión, aquellos con dorsiflexión de tobillo reducida tenían una cinemática de cadera que previamente se había relacionado con una variedad de problemas de rodilla, lo que indica que esta discapacidad podría estar implicada en la etiología de las mismas condiciones.

El efecto de la reducción del rango de movimiento de dorsiflexión del tobillo sobre la mecánica de aterrizaje de las extremidades inferiores fue estudiado por Mackay et al. (37).

Descubrieron evidencia de que un rango limitado de dorsiflexión afecta la mecánica de aterrizaje. El rango de movimiento de dorsiflexión restringido modifica la cinemática de la rodilla y la forma en que la parte inferior del cuerpo amortigua la fuerza de respuesta del suelo, según algunos datos.

Cinco de los seis estudios examinados encontraron cambios en la cinemática de aterrizaje, incluida una disminución en la flexión máxima de la rodilla, una disminución en la excursión sagital con restricción de la dorsiflexión, un mayor valgo máximo de la rodilla y un aumento en la excursión de la rodilla en el plano frontal en asociación con un rango de dorsiflexión reducido. movimiento.

Tres investigaciones más analizaron el impacto de DF ROM en la cinética de aterrizaje y descubrieron que los participantes con un rango de movimiento de dorsiflexión limitado tenían una mayor fuerza de respuesta del suelo.

En conclusión, el rango de movimiento de dorsiflexión limitado puede afectar la mecánica de aterrizaje de las extremidades inferiores, poniendo a los atletas en riesgo de lesionarse.

Déficit funcionales del pie y mecanismos de lesión de rodilla.

McKeon, Hertel, Bramble & Davis (38) desarrollaron el concepto de “Foot-Core” o núcleo del pie. 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.

El estudio de Wilczynski et al. (11) analizó las variables modificables que causan el valgo de la rodilla en adultos sanos durante las pruebas de sentadilla y aterrizaje con una sola pierna, así como las estrategias de entrenamiento físico.

La pronación se produce en la parte media del pie y en la articulación subastragalina como resultado de la compensación del movimiento de avance de la rodilla en relación con el pie durante los movimientos de sentadilla. La rotación interna de la tibia puede ser causada por eversión del retropié y pronación severa. Durante las actividades motoras, esto podría provocar un cambio en la cinemática y la cinética de las extremidades inferiores.

130 jugadoras de baloncesto se evaluaron para el valgo de la rodilla usando la técnica 2-D en una investigación. El valgo se midió como la distancia hacia adentro entre las rodillas (KID). Cuando el ángulo de eversión del retropié alcanzó $\geq 5^\circ$ en las pruebas SLS y aterrizajes con una sola pierna (SLL), la prueba del talón al suelo (HFT) que mide la cinética del retropié fue positiva. En SLS (12,2 5,1 cm frente a 8,7 5,2 cm) y SLL (14,7 7,2 cm frente a 8,9 5,5 cm), los participantes con un HFT positivo tenían puntuaciones en valgo mayores que aquellos con un HFT negativo.

En su metaanálisis, Mousavi et al. (19) identificaron factores de riesgo para tendinopatías de los miembros inferiores en corredores. La tendinopatía de Aquiles, el síndrome de la banda iliotibial, la fascitis plantar, la tendinopatía rotuliana y la disfunción del tendón tibial posterior se encuentran entre las diversas tendinopatías.

Fascitis plantar

Entre los participantes con y sin FP, no se encontraron variaciones en las variables cinemáticas del tobillo y del retropié. No hubo diferencias significativas en la eversión del retropié entre los corredores de FP y los controles en los estudios examinados.

Disfunción del tendón tibial posterior

Solo una pequeña cantidad de investigación indica que los corredores con PTTD tenían una eversión máxima más alta que los controles. Investigaciones anteriores han indicado que el ángulo del arco longitudinal medial y la cinemática del retropié y el antepié tienen un papel en la susceptibilidad de las personas al sufrir PTTD. La deformidad del pie plano y una mayor eversión máxima pueden exacerbar el impacto de fricción del PTT, según simulaciones basadas en 22 pies de cadáver. Las partes medial y plantar del pie, como el deltoides y el ligamento calcaneonavicular plantar, funcionan de manera, lo que da como resultado una mayor eversión del retropié y una reducción del arco del pie.

A su vez, se destacan posibles intervenciones conservadoras para controlar la aducción anormal de la cadera, las cuales incluyen el reentrenamiento de la marcha, ortesis de pie, enfoques de ejercicio, fortalecimiento de glúteos y vendaje rotacional femoral, que han demostrado ser efectivas para modificar aumento de la aducción de la cadera en las lesiones de las extremidades inferiores y podría ser útil para controlar el aumento aducción de cadera al manejar el síndrome de la banda iliotibial también.

Finalmente, los hallazgos enfatizan la necesidad de controlar la eversión del retropié, que probablemente se acompañe de cambios cercanos en la cadena cinemática relevante de la extremidad inferior, como una posible estrategia de manejo para las tendinopatías de las extremidades inferiores.

Esta información puede ayudar en la toma de decisiones clínicas preventivas y terapéuticas en las que las intervenciones apropiadas podrían abordar los factores de riesgo cinematográficos, tal vez reduciendo el dolor y mejorando la función del corredor con tendinopatías del miembro inferior.

La revisión de Bisciotti et al. (39) indica que son varios los factores de riesgo de lesión del LCA, relacionados con factores intrínsecos (no modificables) y/o extrínsecos (modificables). Hasta la fecha, la literatura sugiere que el riesgo de lesión del LCA es multifactorial e involucra factores biomecánicos, anatómicos, hormonales y neuromusculares.

Dentro de los factores de riesgo no modificables mencionados en el estudio, se encuentra el siguiente como factor de riesgo anatómico:

La sobrepronación de la articulación subastragalina se asocia con un mayor riesgo de lesiones del LCA sin contacto. Esta relación se explica ya que dicha sobrepronación aumenta la traslación de la tibia con respecto al fémur, aumentando así la tensión del LCA.

Según Mehl et al. (14), las rupturas del LCA ocurren en el 72-95% de los casos en entornos sin contacto, con aterrizajes, frenada abrupta y cambios rápidos de dirección como los principales factores predisponentes. Los factores de riesgo se dividieron en modificables (flexión dinámica de la cadera y la rodilla durante el aterrizaje, control deficiente de la cadera y el tronco, debilitamiento de los flexores de la rodilla y abductor de la cadera (en relación con los extensores de la rodilla), activación retardada de los flexores, déficits propioceptivos, fatiga muscular, mala salud física general) y no modificables.

El valgo dinámico puede ser causado por el pie (eversión) o el tobillo (rotación externa), una falta de coordinación o una disminución de la capacidad propioceptiva, o cualquier combinación de las razones antes mencionadas.

Finalmente, identificar los factores de riesgo modificables mencionados anteriormente es fundamental para reducir las lesiones LCA en los atletas, particularmente en situaciones sin contacto. Se cree que investigar estos factores ayudaría a reducir el número de lesiones de rodilla y LCA. Las actividades para fortalecer los músculos y corregir los patrones de movimiento, el entrenamiento del equilibrio, el entrenamiento de fuerza y los ejercicios de carrera/flexibilidad deben incluirse en los métodos de prevención.

Chen et al. (40) se propusieron investigar la diferencia asimétrica en la postura del pie entre personas sanas y pacientes con artrosis de rodilla, así como la asociación entre la asimetría en la postura del pie y la estabilidad estática en este estudio. El estudio incluyó dos grupos: el grupo de pacientes (PG) y el grupo control (GC). El grupo de pacientes (PG) incluyó a 21 individuos con osteoartritis de rodilla y el grupo de control incluyó a 21 personas sanas (GC).

Análisis de la postura del pie.

En el GC, el índice de postura del pie se centró en 0 a 5, lo que indica que las personas sanas tenían un pie neutro, pero en el PG, hubo algunos valores negativos del índice de postura del pie, lo que indica pies en supinación.

Al comparar PG y GC, las piernas con posición normal del pie fueron sustancialmente más cortas en PG (P 0:05).

Análisis de asimetría de la postura del pie.

Tras la clasificación del puntaje de asimetría en tres categorías, normal, asimetría y asimetría severa, se encontró que la proporción de asimetría severa era mayor en el PG (38,1%) que en el GC (4,8%), y la relación de normalidad fue menor en el PG (47,62%) que en el GC (90,48%).

En conclusión, esta investigación indica que las personas con osteoartritis de rodilla y las personas sanas tienen una asimetría en la postura del pie y un balanceo del centro de gravedad distintos. Además, la asimetría de la postura del pie está relacionada con la estabilidad estática tanto en pacientes con osteoartritis de rodilla como en personas sanas, y se está investigando una asimetría más grave en la postura del pie en pacientes con osteoartritis de rodilla. Por ello, durante el tratamiento y rehabilitación de pacientes con artrosis de rodilla, se debe tener en cuenta la asimetría de la posición de los pies.

Wyndow et al. (32) querían evaluar si había una diferencia en la movilidad del pie y el tobillo, la postura del pie y el valgo dinámico de la rodilla durante la sentadilla con una sola pierna entre las personas con y sin osteoartritis patelofemoral (PFOA).

El grupo de PFOA exhibió menos dorsiflexión del tobillo, más movilidad de la altura y la anchura del mediopié, y una mayor magnitud del movimiento del pie que los controles, según los hallazgos.

Si bien no hubo diferencias en el FPPA (ángulo de valgo de la rodilla) entre los grupos, las personas con PFOA tenían características de pie y tobillo diferentes a las de los participantes de control, lo que demuestra una relación deficiente entre una rodilla lesionada y la cinemática de la articulación del tobillo, lo que sugiere que las intervenciones clínicas para abordar el aumento de la movilidad del pie pueden ser relevante para el PFOA.

Boden et al. (41), en su estudio, analizaron la teoría de que las fuerzas impulsivas axiales (es decir, la fuerza aplicada durante un período muy corto) conducen a la ruptura del LCA al doblar la pierna.

La cadera, la rodilla, el tobillo y el pie absorben las fuerzas de reacción del suelo durante el aterrizaje y la desaceleración en la dinámica de todo el cuerpo. Los músculos de la cadera ayudan a absorber las fuerzas de respuesta de la parte superior del cuerpo, mientras que la rodilla, el tobillo y el pie absorben las fuerzas de reacción del suelo. Los segmentos de la articulación de la pierna son ineficaces para amortiguar sinérgicamente las fuerzas de reacción del suelo cuando se lesiona el LCA.

El pie cae en la posición de pie plano o cerca de ella después de una lesión del LCA sin contacto, lo que hace que la parte inferior de la pierna y el pie actúen como un solo componente. La capacidad de los músculos de la pantorrilla para absorber las fuerzas de respuesta del suelo se reduce por la ubicación del pie y el tobillo, y la pierna forma una columna de dos segmentos (por encima y por debajo de la rodilla) que puede no ser capaz de absorber la energía de las fuerzas de reacción del suelo. suficientemente.

Los individuos de control, aquellos que no se rompieron el LCA después de un ejercicio y una maniobra similares, aterrizaron sobre la parte delantera del pie, mientras que los que no se rompieron el LCA inicialmente golpearon el suelo con la parte trasera del pie o con el pie plano. En el punto del primer

contacto con el suelo, los atletas lesionados mostraron una flexión plantar del tobillo sustancialmente menor que los atletas de control no lesionados (10,7° y 22,9°, respectivamente; $P = 0,0059$).

Las personas que tenían lesiones del LCA tenían los pies planos un 50% antes que las que no las tenían.

La capacidad de los músculos de la pantorrilla para contraerse y absorber presiones se reduce debido a la duración más corta, lo que resulta en mayores fuerzas impulsivas. La mecánica deficiente observada en las cintas de video de los atletas lesionados sugiere que los músculos de la pantorrilla no pueden absorber las fuerzas de respuesta del suelo de manera oportuna. Esto hace que las fuerzas de respuesta del suelo se transmitan a la rodilla, aumentando la fuerza de compresión o impulsora. Por lo tanto, si los músculos de la pantorrilla no absorben un porcentaje sustancial de estas presiones, el umbral de desgarramiento del LCA (es decir, 2160 N) puede superarse fácilmente. Como resultado, aterrizar con la parte delantera del pie puede ser una de las partes más importantes para evitar daños en el LCA.

Alentorn-Geli et al. (27) clasificaron los factores de riesgo en ambientales, analíticos, hormonales, neuromusculares y biomecánicos para identificar posibles precursores de LCA. Destaca la información obtenida de la cadera y el pie.

La probabilidad de lesiones del LCA se ha relacionado con la pronación del pie y la caída del escafoide. Se ha demostrado que la hiperpronación de la articulación subastragalina y las lesiones del LCA están relacionadas. En una investigación que comparó a 50 personas con antecedentes médicos de daño del LCA con 50 voluntarios ilesos, aquellos con lesión del LCA obtuvieron mejores resultados en la prueba de caída navicular que los que no la tenían.

Otra investigación comparó a gimnastas, jugadores de fútbol y jugadores de baloncesto con lesión del LCA con atletas sanos, y descubrió que los atletas con lesión del LCA tenían más pronación subastragalina.

Otro estudio usó un diseño de estudio retrospectivo para comparar 20 mujeres con lesiones del LCA con 20 controles de la misma edad. Las siete variables evaluadas fueron la posición de la pelvis de pie, la posición de la cadera, la posición sagital de la rodilla de pie, la posición frontal de la rodilla de pie, la longitud de los isquiotibiales, la posición prona de la articulación subastragalina y la prueba de caída del escafoides. Se reveló que la caída excesiva del escafoides, el recurvatum de la rodilla y la pronación excesiva de la articulación subastragalina son discriminadores significativos entre los grupos con lesiones del LCA y los no afectados.

5 Discusión

Los hallazgos de esta investigación parecen respaldar las teorías de Gray Cook y Michael Boyle. Diversos elementos neuromusculares y biomecánicos influyen en los patrones de movimiento y cuando interactúan dan lugar a procesos lesionales. A lo largo de la cadena cinética, múltiples modificaciones multiplanares se combinan para tensar los diversos componentes de la articulación de la rodilla, lo que aumenta el riesgo de lesión.

Las lesiones de rodilla parecen verse implicadas por todas las articulaciones de la parte inferior del cuerpo y de la espalda, ya sea directa o indirectamente. Finalmente, los elementos que contribuyen a una cinemática arriesgada parecen estar vinculados a problemas de movilidad y estabilidad interconectados. Sin embargo, no siempre es factible saber si un problema de movilidad crea un problema de estabilidad o viceversa.

De acuerdo con los hallazgos de este estudio, un programa filáctico debe comenzar con una evaluación exhaustiva de las deficiencias funcionales en la estabilidad y la movilidad. Una técnica útil podría ser el seguimiento cuidadoso de los patrones de postura y movimiento.

Durante la ejecución de movimientos con una y dos piernas, las asimetrías entre una extremidad y otra pueden sugerir limitaciones de movilidad o estabilidad de los hemicuerpos (extremidades dominantes); sin embargo, también pueden atribuirse a adaptaciones atléticas “típicas”. La alineación estática de los segmentos, por otro lado, puede revelar desequilibrios musculares, en comparación con la alineación dinámica, podría revelar patrones de carga potencialmente peligrosos para las estructuras de la rodilla.

Las recomendaciones de acondicionamiento preventivo para futuros programas filácticos podrían resumirse como:

- ❖ Aumentar el rango de movimiento de la cadera y el tobillo, y la fuerza y activación de los músculos posteriores.
- ❖ Aumentar la activación y la fuerza de los músculos abductores y rotadores externos de la cadera.

- ❖ Mejorar la regulación neuromuscular del core lumbopélvico y del pie, con énfasis en la fuerza/resistencia muscular intrínseca, y las respuestas del sistema sensoriomotor a circunstancias dinámicas.

6 Conclusión

Si se adopta una intervención multiarticular y multiplanar, los esfuerzos kinefilácticos dirigidos a las lesiones de la articulación de la rodilla podrían aumentar potencialmente su eficacia. Debido a que estas son lesiones que pueden ser complicadas, significativas y multivariadas, el uso del enfoque Joint by Joint para guiar las investigaciones y las terapias facilita las cosas.

Además, debido a que trata de detectar y cambiar los componentes problemáticos que se encuentran a lo largo de la cadena cinética, este enfoque tiene el potencial de aumentar significativamente la eficacia de los programas preventivos centrados en las lesiones de rodilla.

Otro punto positivo es que el enfoque Joint by Joint incluye la interpretación de patrones de movimiento, con foco en el diagnóstico y corrección de limitaciones de movilidad y estabilidad que hacen peligrosas las acciones deportivas. Esto lo distingue de otros métodos de investigación e intervención, cuyo objetivo es identificar y corregir variables de riesgo sin demostrar vínculos con la función y el movimiento.

Sugerencias para futuras investigaciones:

- ❖ Las investigaciones futuras deben basarse en los hallazgos de este análisis para identificar los cambios reales en las variables de riesgo y las tasas de daño en la articulación de la rodilla después de los tratamientos guiados por el modelo Joint by Joint.
- ❖ Las investigaciones futuras deberían adoptar un enfoque más holístico e interconectado de las estructuras y funciones corporales.
- ❖ Futuros escritores deberían investigar y caracterizar las limitaciones de movilidad y estabilidad que están vinculadas a otras condiciones clínicas.

7 Bibliografía

1. Cook G. Movement. Santa Cruz, California: On Target Publications; 2010.
2. Boyle M. New Functional Training for Sports. Second Edition. Human Kinetics; 2003.
3. Mackey M. Entrenando Movimientos. Florida, Buenos Aires: Pre Match Comunicaciones; 2013.
4. Busquet L. Tomo IV - Miembros Inferiores. Cuarta. Vol. IV. Barcelona: Paidotribo; 2001.
5. Sallé J-L. Tratado de Osteopatía. 3ra edición. Editorial Médica Panamericana; 2003.
6. Reuleaux F. The Kinematics of Machinery: Outlines of a Theory of Machines. Londres: Dover Publications; 2012.
7. Steindler A. Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions. Springfield, Illinois: Charles C Thomas Pub Ltd; 1977.
8. Sahrmann SA. Diagnóstico y tratamiento de las alteraciones del movimiento. 1er Edición. Badalona, España: Paidotribo;
9. Fox AS. Change-of-Direction Biomechanics: Is What's Best for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Also Best for Performance? Sports Med. agosto de 2018;48(8):1799-807.
10. Hewett TE, Bates NA. Preventive Biomechanics: A Paradigm Shift With a Translational Approach to Injury Prevention. Am J Sports Med. septiembre de 2017;45(11):2654-64.
11. Wilczyński B, Zorena K, Ślęzak D. Dynamic Knee Valgus in Single-Leg Movement Tasks. Potentially Modifiable Factors and Exercise Training Options. A Literature Review. Int J Environ Res Public Health [Internet]. noviembre de 2020 [citado 2 de junio de 2021];17(21). Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7664395/>
12. Larwa J, Stoy C, Chafetz RS, Boniello M, Franklin C. Stiff Landings, Core Stability, and Dynamic Knee Valgus: A Systematic Review on Documented Anterior Cruciate Ligament Ruptures in Male and Female Athletes. Int J Environ Res Public Health. 6 de abril de 2021;18(7):3826.
13. Hewett TE, Webster KE, Hurd WJ. Systematic Selection of Key Logistic Regression Variables for Risk Prediction Analyses: A Five-Factor Maximum Model. Clin J Sport Med. enero de 2019;29(1):78-85.
14. Mehl J, Diermeier T, Herbst E, Imhoff AB, Stoffels T, Zantop T, et al. Evidence-based concepts for prevention of knee and ACL injuries. 2017

guidelines of the ligament committee of the German Knee Society (DKG). Arch Orthop Trauma Surg. enero de 2018;138(1):51-61.

15. Moksnes H, Grindem H. Prevention and rehabilitation of paediatric anterior cruciate ligament injuries. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. marzo de 2016;24(3):730-6.
16. De Blaiser C, Roosen P, Willems T, Danneels L, Bossche LV, De Ridder R. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. Phys Ther Sport. marzo de 2018;30:48-56.
17. Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. ACL Injury Prevention Training Results in Modification of Hip and Knee Mechanics During a Drop-Landing Task. Orthop J Sports Med. septiembre de 2017;5(9):2325967117726267.
18. Nakano N, Bartlett J, Khanduja V. Is restricted hip movement a risk factor for anterior cruciate ligament injury? J Orthop Surg (Hong Kong). agosto de 2018;26(3):2309499018799520.
19. Mousavi SH, Hijmans JM, Rajabi R, Diercks R, Zwerver J, van der Worp H. Kinematic risk factors for lower limb tendinopathy in distance runners: A systematic review and meta-analysis. Gait Posture. marzo de 2019;69:13-24.
20. Lopes TJA, Simic M, Myer GD, Ford KR, Hewett TE, Pappas E. The Effects of Injury Prevention Programs on the Biomechanics of Landing Tasks: A Systematic Review With Meta-analysis. Am J Sports Med. mayo de 2018;46(6):1492-9.
21. Kaeding CC, Léger-St-Jean B, Magnussen RA. Epidemiology and Diagnosis of Anterior Cruciate Ligament Injuries. Clin Sports Med. enero de 2017;36(1):1-8.
22. Wojtys EM, Beaulieu ML, Ashton-Miller JA. New perspectives on ACL injury: On the role of repetitive sub-maximal knee loading in causing ACL fatigue failure. J Orthop Res. diciembre de 2016;34(12):2059-68.
23. van der Merwe C, Shultz SP, Colborne GR, Fink PW. Foot Muscle Strengthening and Lower Limb Injury Prevention. Res Q Exerc Sport. septiembre de 2021;92(3):380-7.
24. Yeow CH, Lee PVS, Goh JCH. 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. junio de 2011;30(3):624-35.
25. Reiman MP, Bolgla LA, Lorenz D. Hip functions influence on knee dysfunction: a proximal link to a distal problem. J Sport Rehabil. febrero de 2009;18(1):33-46.

26. Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. febrero de 2010;25(2):142-6.
27. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. julio de 2009;17(7):705-29.
28. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. febrero de 2010;40(2):42-51.
29. Dill KE, Begalle RL, Frank BS, Zinder SM, Padua DA. Altered knee and ankle kinematics during squatting in those with limited weight-bearing-lunge ankle-dorsiflexion range of motion. *J Athl Train*. diciembre de 2014;49(6):723-32.
30. Fong C-M, Blackburn JT, Norcross MF, McGrath M, Padua DA. Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *J Athl Train*. febrero de 2011;46(1):5-10.
31. Wahlstedt C, Rasmussen-Barr E. Anterior cruciate ligament injury and ankle dorsiflexion. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. noviembre de 2015;23(11):3202-7.
32. Wyndow N, Collins NJ, Vicenzino B, Tucker K, Crossley KM. Foot and ankle characteristics and dynamic knee valgus in individuals with patellofemoral osteoarthritis. *J Foot Ankle Res*. 2018;11:65.
33. Backman LJ, Danielson P. Low range of ankle dorsiflexion predisposes for patellar tendinopathy in junior elite basketball players: a 1-year prospective study. *Am J Sports Med*. diciembre de 2011;39(12):2626-33.
34. Malliaras P, Cook JL, Kent P. Reduced ankle dorsiflexion range may increase the risk of patellar tendon injury among volleyball players. *J Sci Med Sport*. agosto de 2006;9(4):304-9.
35. Lima YL, Ferreira VMLM, de Paula Lima PO, Bezerra MA, de Oliveira RR, Almeida GPL. The association of ankle dorsiflexion and dynamic knee valgus: A systematic review and meta-analysis. *Phys Ther Sport*. enero de 2018;29:61-9.
36. Rabin A, Portnoy S, Kozol Z. The Association of Ankle Dorsiflexion Range of Motion With Hip and Knee Kinematics During the Lateral Step-down Test. *J Orthop Sports Phys Ther*. noviembre de 2016;46(11):1002-9.
37. Mason-Mackay AR, Whatman C, Reid D. The effect of reduced ankle dorsiflexion on lower extremity mechanics during landing: A systematic review. *J Sci Med Sport*. mayo de 2017;20(5):451-8.

38. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *Br J Sports Med*. marzo de 2015;49(5):290.
39. Bisciotti GN, Chamari K, Cena E, Bisciotti A, Bisciotti A, Corsini A, et al. Anterior cruciate ligament injury risk factors in football. *J Sports Med Phys Fitness*. octubre de 2019;59(10):1724-38.
40. Chen Z, Shen Z, Ye X, Wu J, Wu H, Xu X. Association between Foot Posture Asymmetry and Static Stability in Patients with Knee Osteoarthritis: A Case-Control Study. *Biomed Res Int*. 2020;2020:1890917.
41. Boden BP, Sheehan FT, Torg JS, Hewett TE. Non-contact ACL Injuries: Mechanisms and Risk Factors. *J Am Acad Orthop Surg*. septiembre de 2010;18(9):520-7.

8 Anexo

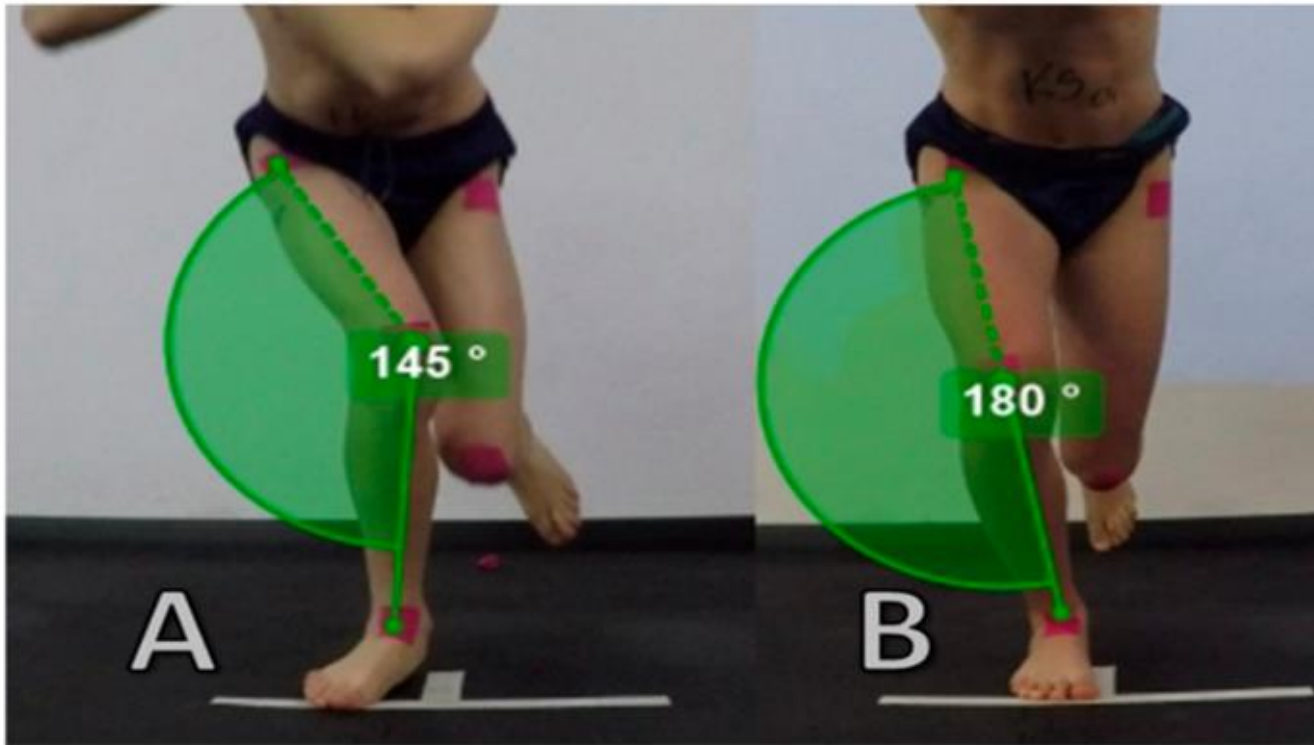


Imagen 1. Ejemplo de movimiento dinámico de rodilla en valgo-rodilla hacia adentro desde la posición del pie (A) y patrón de movimiento correcto-rodilla debajo del pie (B) durante la sentadilla con una sola pierna. Valoración cuantitativa en valgo: ángulo entre la espina ilíaca anterosuperior (ASIS), la rótula y el centro del maléolo (A) -145° , (B) -180°

Imagen reproducida de Bartosz Wilczynski. (2020) Dynamic Knee Valgus in Single-Leg Movement Tasks. Potentially Modifiable Factors and Exercise Training Options. A Literature Review.

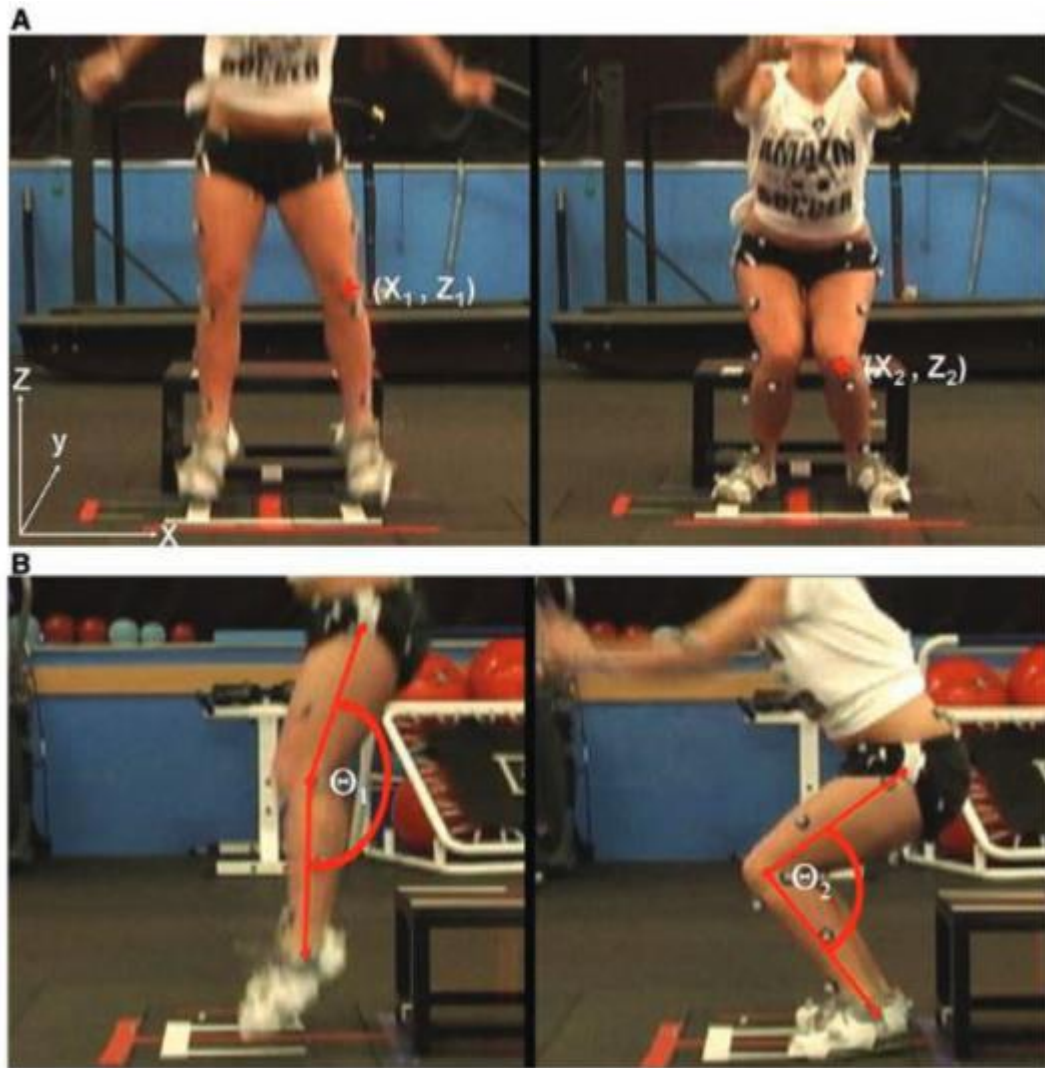


Imagen 2. Múltiples factores de riesgo biomecánicos clínicos pueden combinarse en un solo algoritmo y ofrecer sólidos modelos de detección predictivos que mantienen una alta sensibilidad y especificidad sin el gasto prohibitivo de obtener medidas de laboratorio precisas.

Single-Leg Lateral Progression

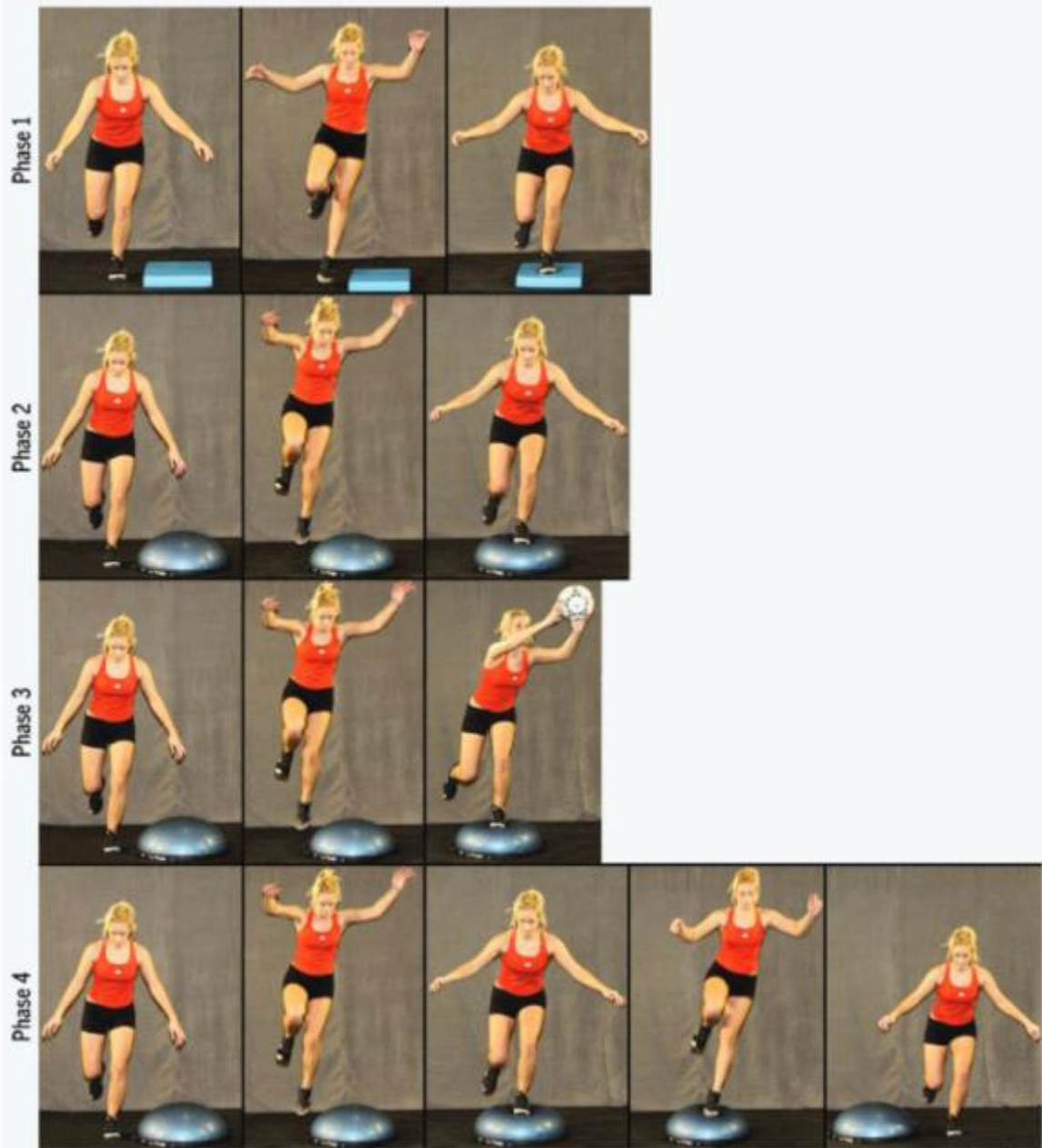


Imagen 3. Entrenamiento bilateral progresivo que involucra pliometría, perturbación y estabilidad que se utiliza para adaptar progresivamente a un atleta a patrones neuromusculares positivos que probablemente reduzcan el riesgo de lesiones inducidas biomecánicamente. El modelo progresivo inicia al atleta en un nivel de tarea básico y aumenta gradualmente la dificultad a medida que se adapta la mecánica del sujeto.

Imágenes reproducida de Timothy E. Hewett. (2017) Preventive Biomechanics: A Paradigm Shift with a Translational Approach to Biomechanics



Imagen 4. “Drop Jump Screening Test” para detectar deportistas de riesgo. Consiste en un salto vertical desde un cajón, en el que se analiza con una cámara la posición de aterrizaje. Se podría medir el ángulo de proyección frontal o las distancias entre ambas rodillas y tobillos (distancia rodilla < distancia tobillo = valgo dinámico). Durante tales situaciones de aterrizaje, la rodilla soporta el movimiento más descontrolado.



Imagen 5. Otra prueba para analizar la posición dinámica en valgo es la “Sentadilla con una sola pierna”. Por lo tanto, el atleta debe realizar cinco sentadillas con una sola pierna con flexión máxima (una sentadilla en 2 s). Estas sentadillas son grabadas por una cámara de video y calificadas como “buenas”, “medias” y “malas”.

Imágenes reproducidas de Julian Mehl. (2017) Evidence-based concepts for prevention of knee and ACL injuries. 2017 guidelines of the ligament committee of the German Knee Society (DKG).

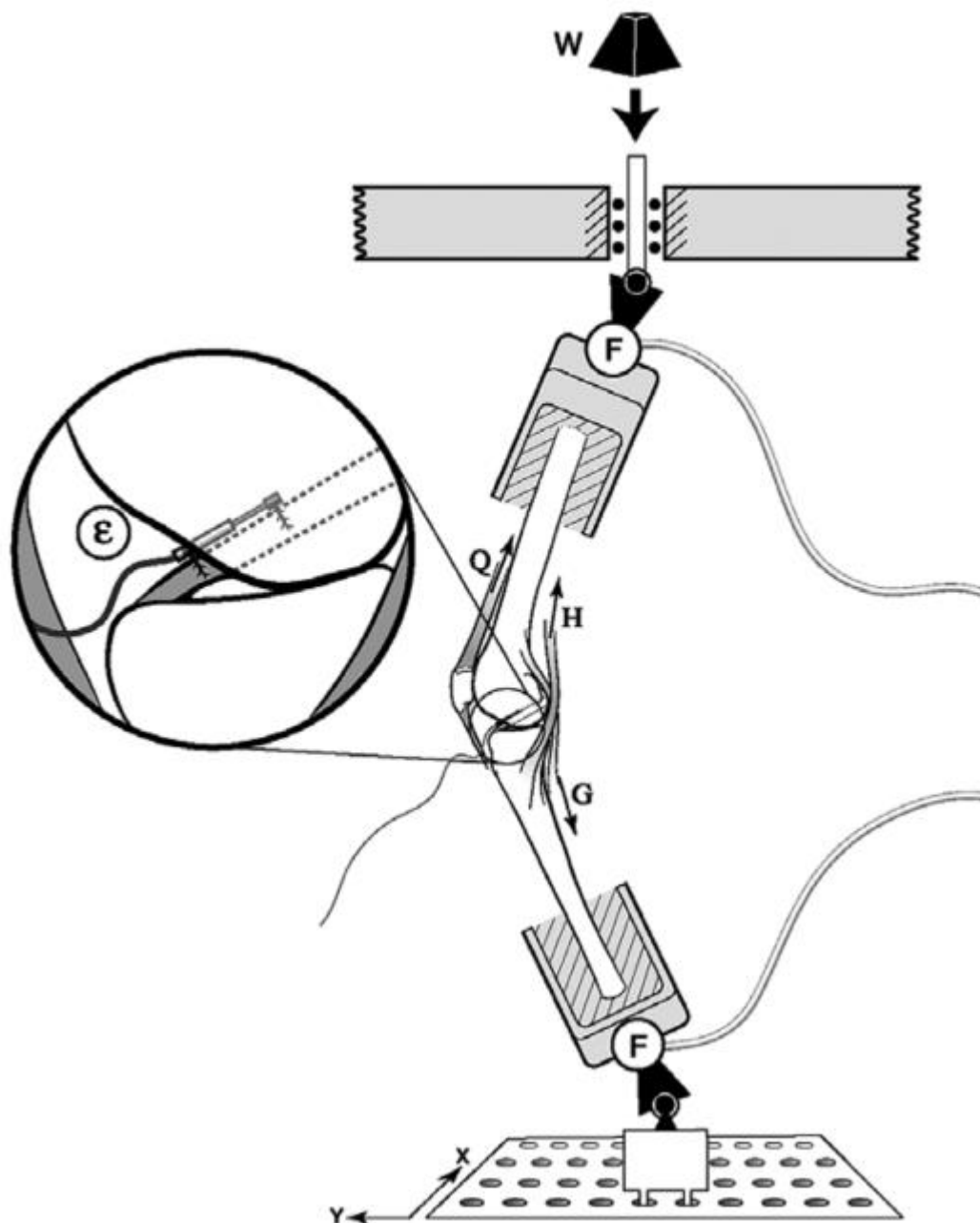


Imagen 6. Esquema del dispositivo de prueba. W, peso; F, fuerza; Q, cuádriceps; H, isquiotibiales; G, gastrocnemios. El recuadro muestra la galga extensiométrica montada en las fibras anteromediales del LCA.

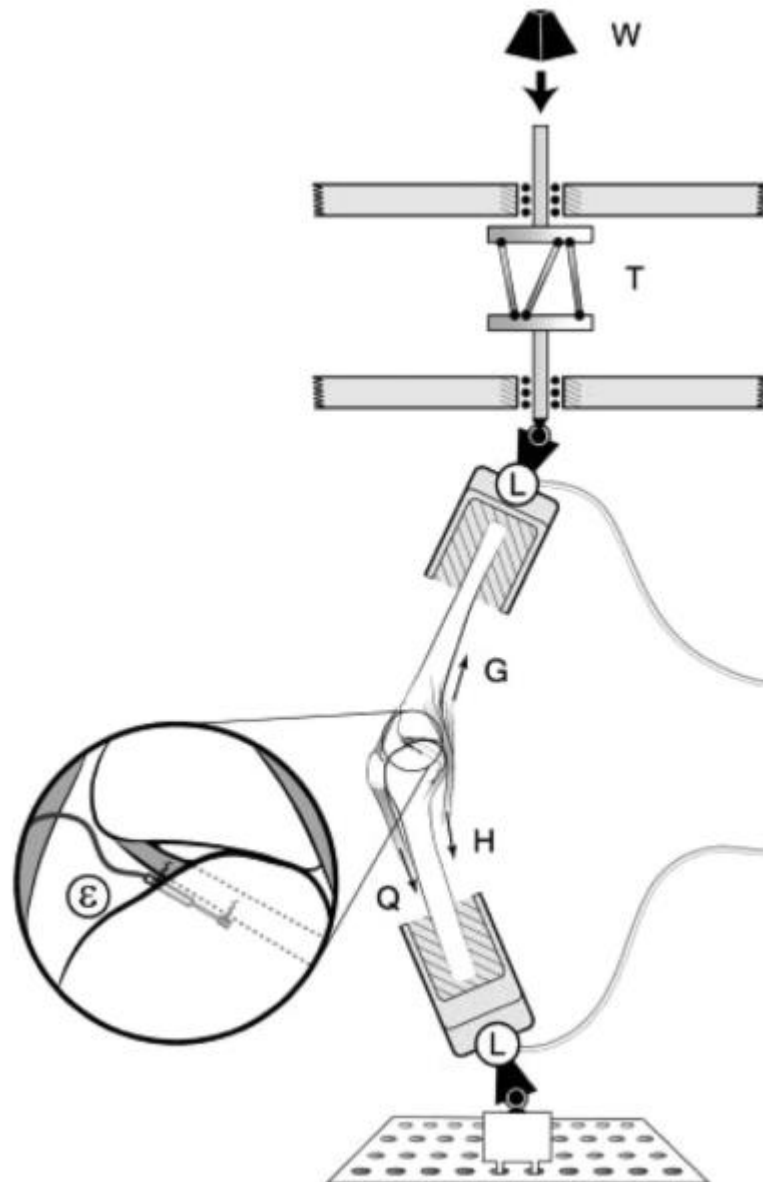


Imagen 7. Esquema del aparato de prueba con la adición del dispositivo de torsión (T). Se deja caer un peso (W) desde una altura estándar sobre una barra de impacto en serie con el dispositivo de torsión. Las celdas de carga de seis ejes (L) están ubicadas en la tibia distal y el fémur proximal para medir las cargas de entrada y salida de la rodilla. Se simulan las fuerzas de los músculos cuádriceps (Q), isquiotibiales (H) y gastrocnemio (G).

Imágenes reproducidas de Edward M. Wojtys. (2016) New Perspectives on ACL Injury: On the Role of Repetitive Sub-Maximal Knee Loading in Causing ACL Fatigue Failure.

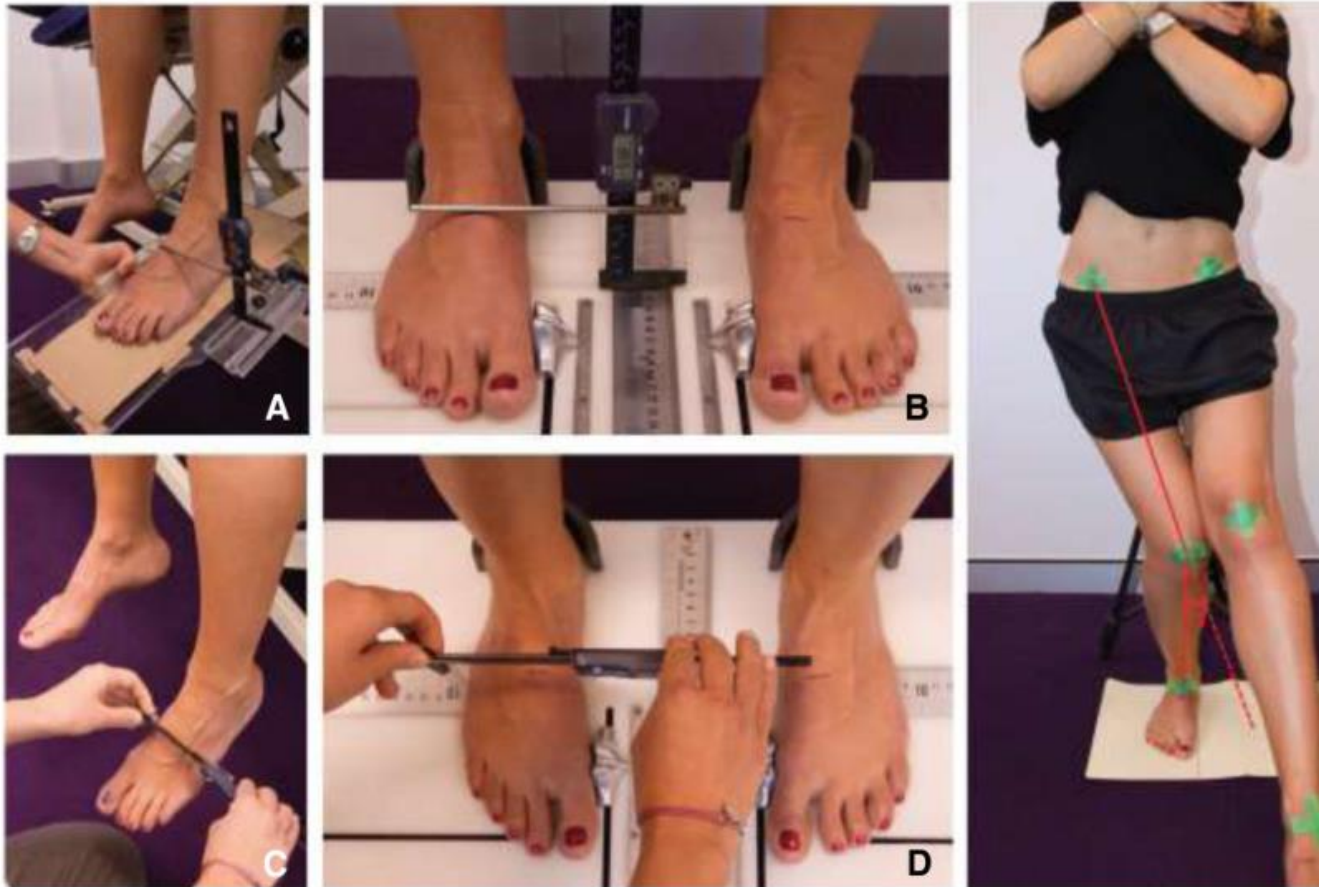


Imagen 8. Medidas de la movilidad del pie y del ángulo de proyección del plano frontal. Medición de la altura del arco sin carga (a) y con carga (b). Medición del ancho del mediopié sin soporte de peso (c) y soporte de peso (d). Medición del ángulo de proyección del plano frontal en el punto más profundo de la sentadilla monopodal (e).

Imagen reproducida de Narelle Wyndow. (2018) Foot and ankle characteristics and dynamic knee valgus in individuals with patellofemoral osteoarthritis.

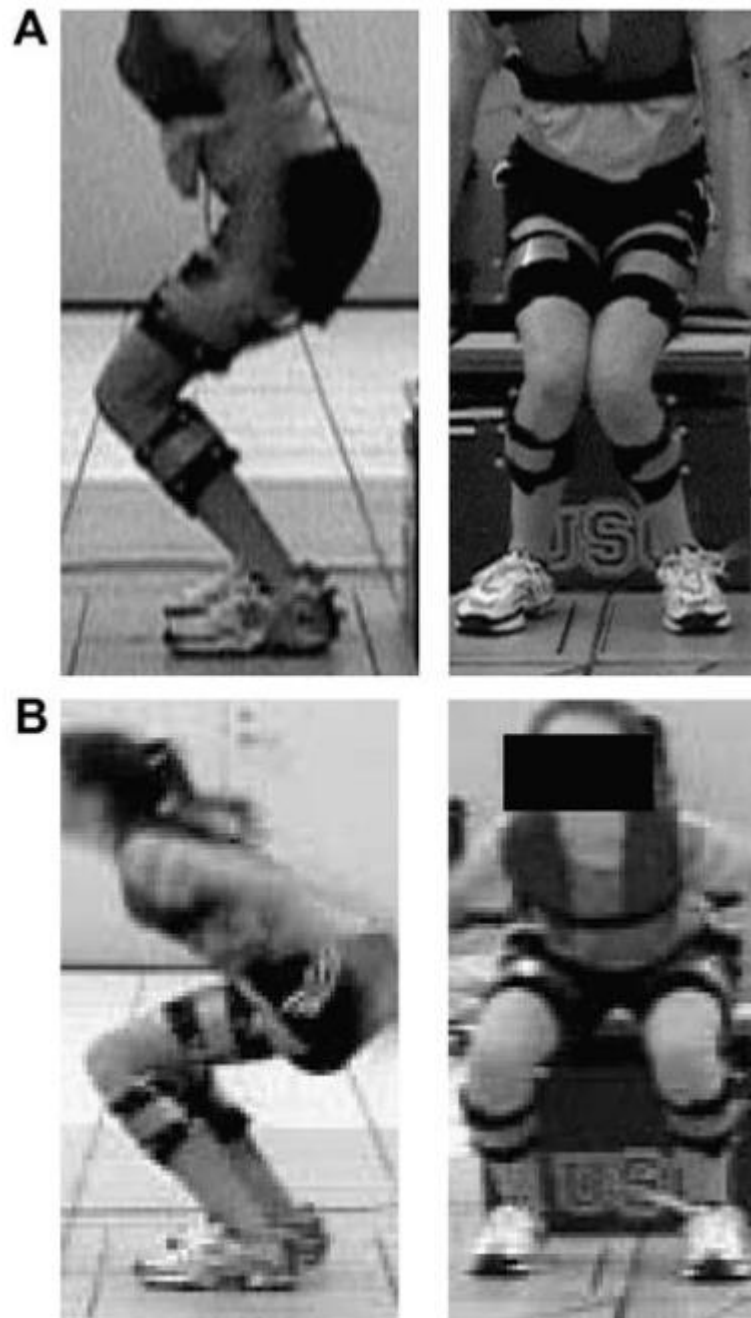


Imagen 9. Un ejemplo de una estrategia de "aterrizaje de baja flexión" (A) versus "aterrizaje de alta flexión" (B).

Imagen reproducida de Christine D. Pollard. (2010) Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments.

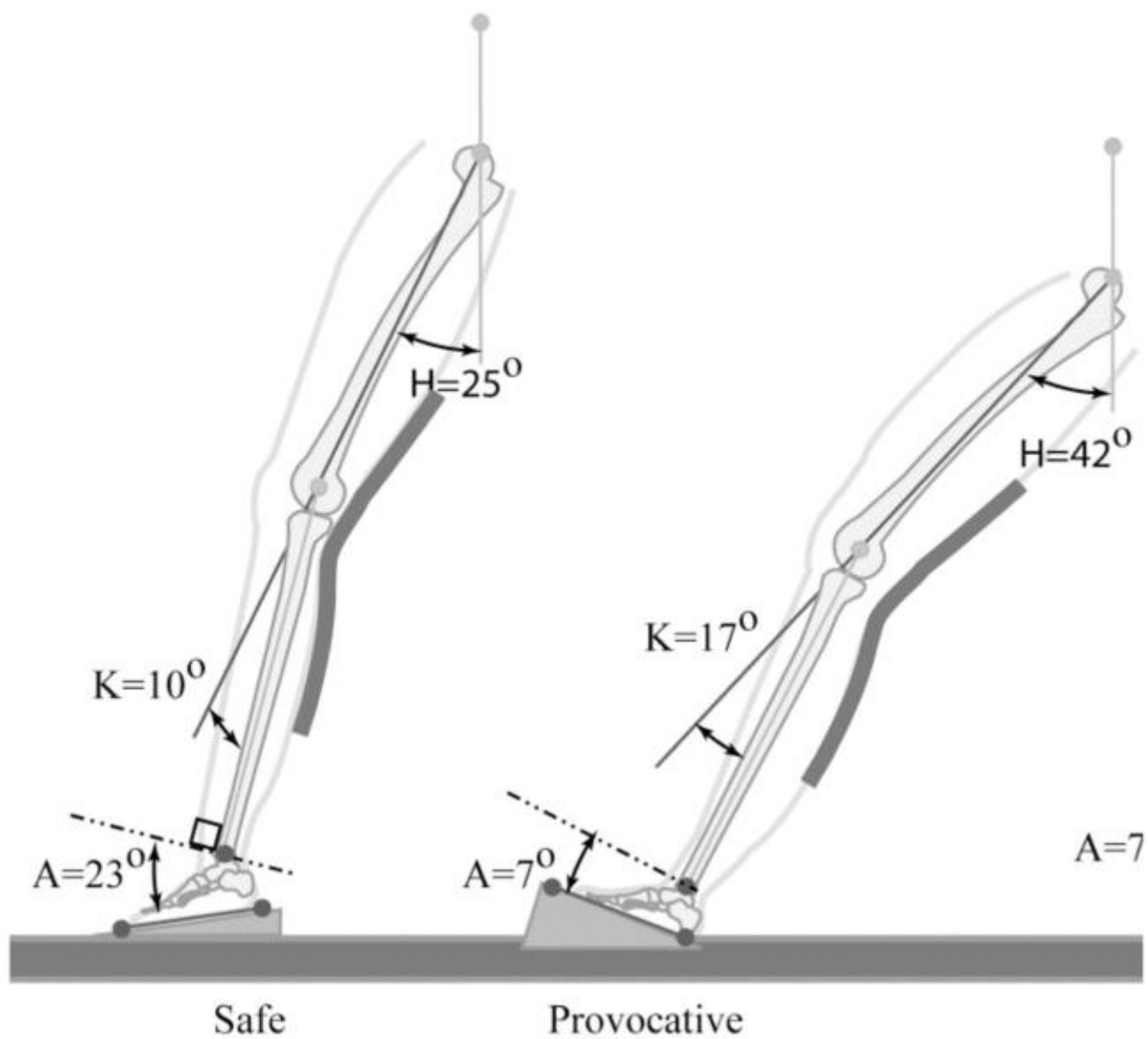


Imagen 10. Contacto inicial del pie con el suelo en una posición segura (A) y un atleta lesionado (B) que demuestra una postura de aterrizaje segura (A) y peligrosa (B).

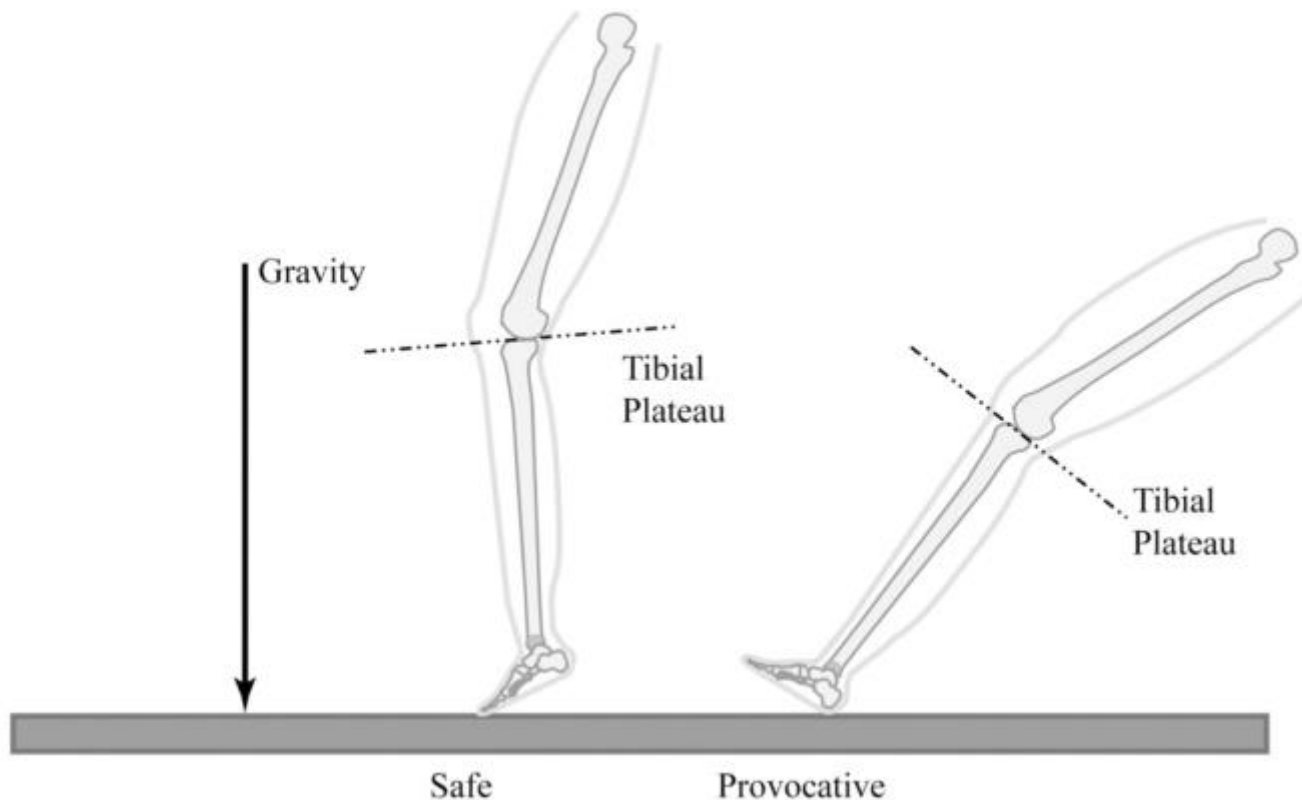


Imagen 11. Ilustración de la meseta tibial a medida que la pierna pasa de una posición segura a una provocativa. La meseta tibial tiene una orientación más vertical en la posición de provocación.

Imágenes reproducidas de Barry P. Boden. (2010) Non-contact ACL Injuries: Mechanisms and Risk Factors.



Imagen 12. Lesión del LCA a través de una combinación de valgo de rodilla y fuerza de traslación tibial anterior durante una maniobra de corte lateral en jugadores de fútbol.

Imagen reproducida de Eduard Alentorn-Geli. (2009) Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors.

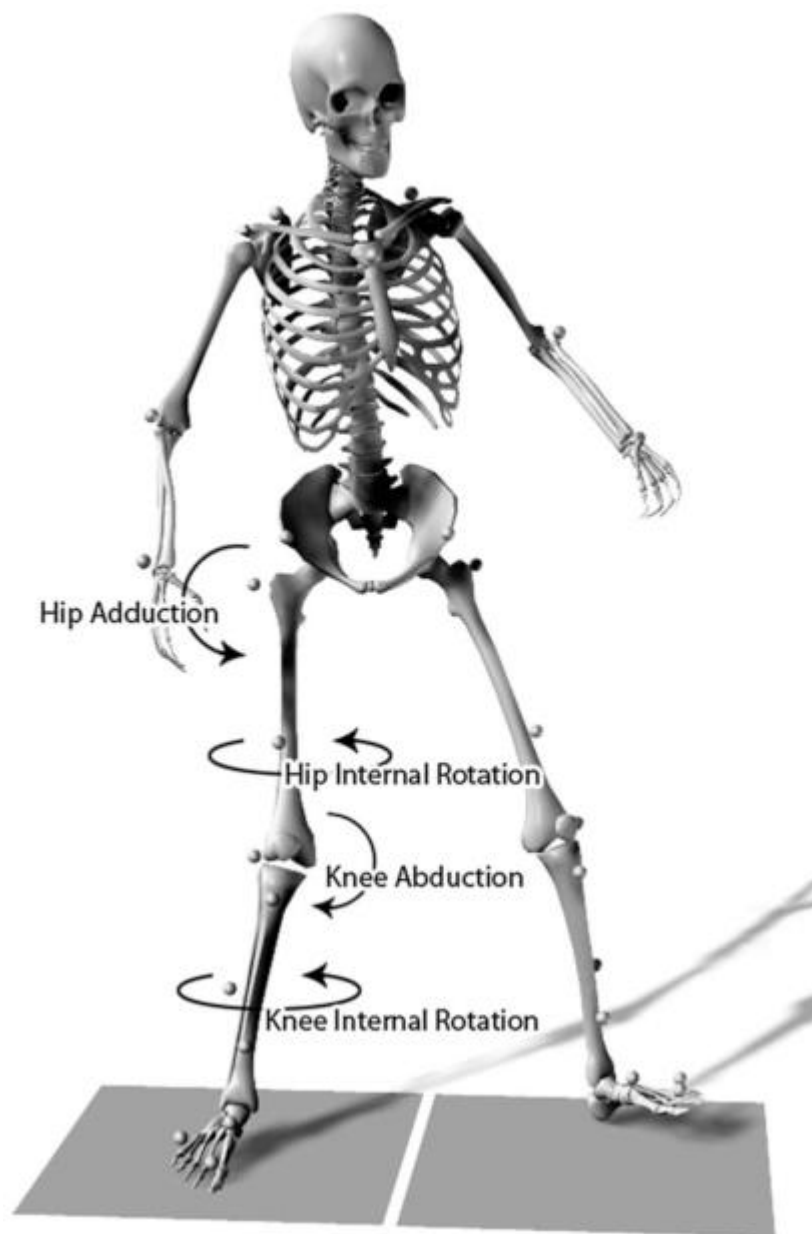


Imagen 13. Perfil de rotación articular durante las maniobras de corte.

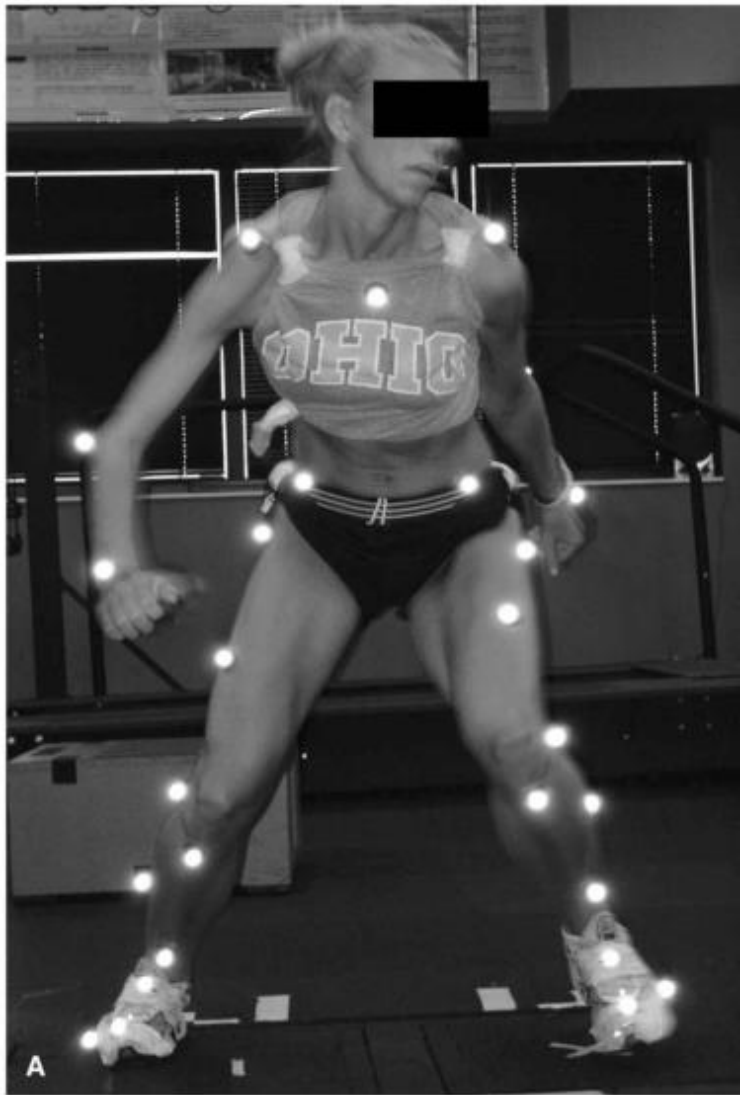


Imagen 14. Reacción imprevista al dispositivo de indicación direccional.

Imágenes reproducidas de Lauren E. Imwalle. (2009) Relationship Between Hip and Knee Kinematics In Athletic Women During Cutting Maneuvers: A Possible Link to Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury and Prevention.



Imagen 15. Medición de la dorsiflexión con soporte de peso.



Imagen 16. Medición de la dorsiflexión sin soporte de peso.

Imágenes recuperadas de Alon Rabin. (2016) The Association of Ankle Dorsiflexion Range of Motion With Hip and Knee Kinematics During the Lateral Step-down Test.

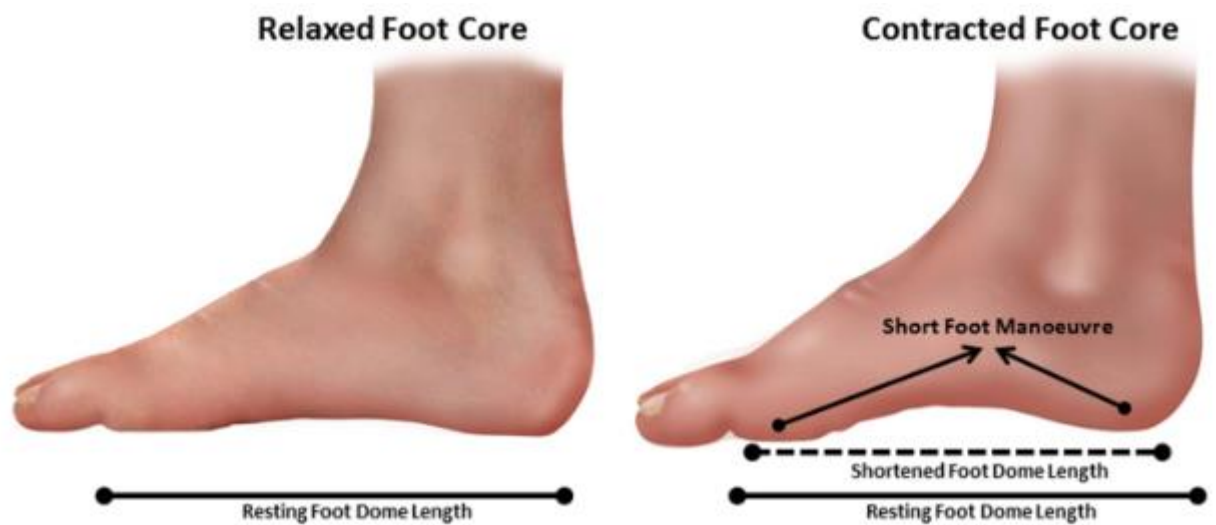


Imagen 17. Se representa la maniobra del pie corto. Tenga en cuenta en el pie relajado (izquierda) la longitud en reposo del pie (imagen superior con línea negra sólida). En la posición contraída (derecha), observe el cambio en la longitud del pie (línea discontinua) debido a la contracción del pie corto que tira del pie (flechas) desde la condición relajada (línea negra continua).

Imagen reproducida de Patrick O McKeon. (2014) The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function.



Imagen 18. Valgo dinámico de la rodilla como resultado de una excesiva aducción y rotación interna de la cadera. Debido a que el pie está fijo al suelo, el movimiento excesivo en los planos frontal y transversal de la cadera puede provocar un movimiento medial de la articulación de la rodilla, abducción de la tibia y pronación del pie.

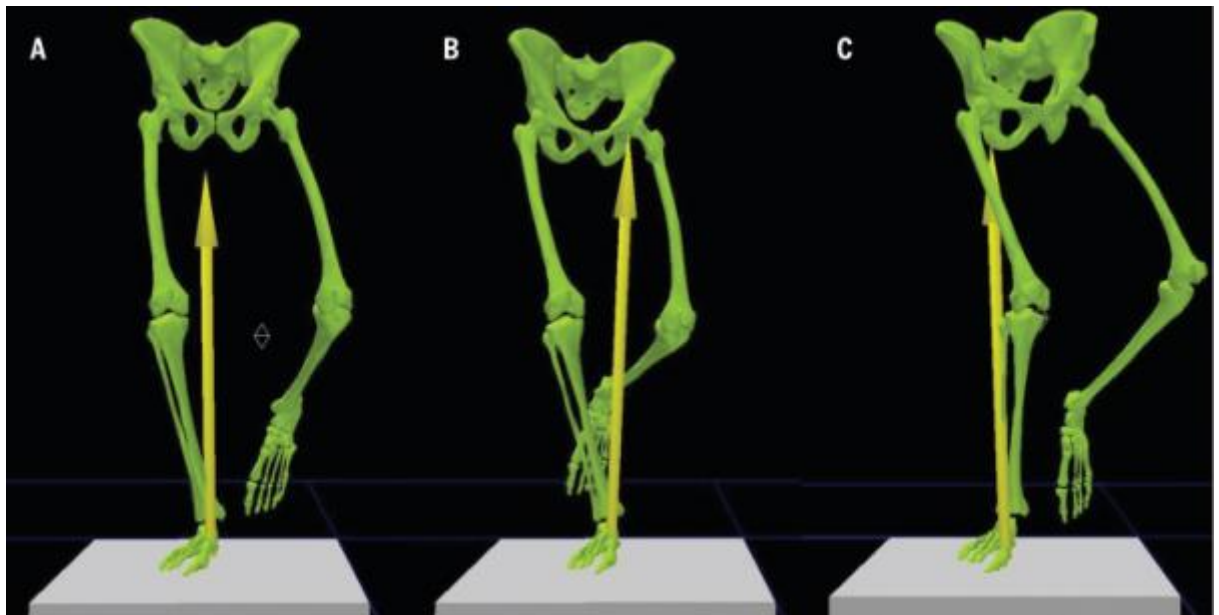


Imagen 19. Los movimientos del plano frontal de la pelvis y el tronco pueden influir en el momento de la rodilla. El ejemplo anterior ilustra el aterrizaje de un salto en 1 pie. (A) Con la pelvis nivelada, el vector de fuerza de reacción del suelo resultante pasa medial al centro de la articulación de la rodilla, creando así un momento en varo en la rodilla. (B) La debilidad del abductor de la cadera puede causar una caída pélvica contralateral y un cambio en el centro de masa lejos de la extremidad de apoyo. Esto aumenta el momento en varo en la rodilla (es decir, aumenta la distancia perpendicular desde el vector de fuerza de reacción del suelo resultante y el centro de la articulación de la rodilla). (C) Cambiar el centro de masa sobre la extremidad de apoyo para compensar la debilidad del abductor de la cadera puede crear un momento en valgo de la rodilla (es decir, el vector de fuerza de reacción del suelo pasa lateral con respecto al centro de la articulación de la rodilla). En este escenario, el movimiento medial del centro de la articulación de la rodilla (es decir, colapso en valgo) exacerba el problema.

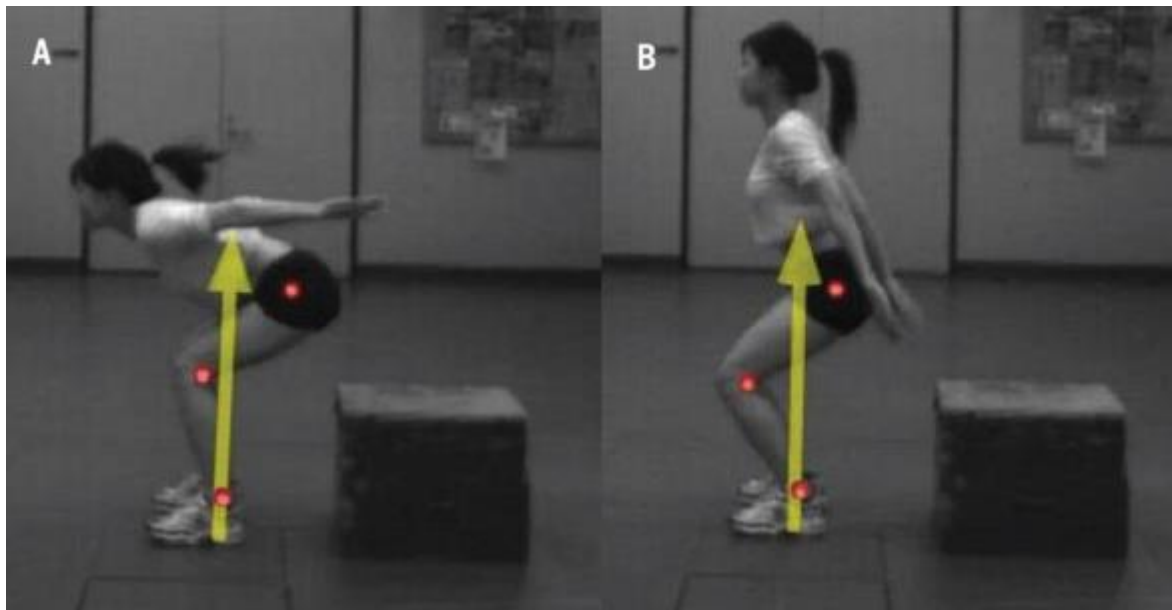


Imagen 20. El movimiento del plano sagital del tronco puede influir en los momentos de la cadera y la rodilla. (A) Aterrizar con el tronco hacia adelante aumenta el momento en la cadera mientras disminuye el momento en la rodilla. (B) Aterrizar con el tronco erguido aumenta el momento en la rodilla mientras disminuye el momento en la cadera.

Imágenes reproducidas de Christopher M. Powers. (2010) The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective.