

Módulo 1. El diagnóstico de la fuerza

El diagnóstico de la fuerza o de la fuerza y la potencia (F & P) en el contexto de la rehabilitación y la reincorporación al deporte (RTS, por sus siglas en inglés) no se refiere al diagnóstico de la lesión, sino a la evaluación del rango de fuerza o de las cualidades de rendimiento neuromuscular relacionadas con la producción de la fuerza (Taberner et al., 2020). Tras una lesión se observa descensos sustanciales en una serie de cualidades del rendimiento neuromuscular. Estos descensos se deben al daño tisular secundario de la lesión y a la potencial cirugía asociada, así como al desacondicionamiento producido por la reducción de la carga normalmente asociada al entrenamiento intenso y a la competición. El objetivo de las evaluaciones diagnósticas de F & P con plataformas y tecnología de fuerza busca más que solo definir el estado o la recuperación del atleta, ya que se recopila información que debe influir en los programas de reacondicionamiento durante el proceso de rehabilitación. De ahí que el concepto de diagnóstico implique definir el estado de forma más cercana a la medicina de precisión en cuanto a la prescripción de ejercicio, basándose en los déficits específicos identificados.

Déficits residuales / asimetrías de extremidades persistentes

El restablecimiento de la función neuromuscular es uno de los principales objetivos de la rehabilitación tras la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (RLCA) y tras una lesión en sí (Palmieri-Smith et al., 2008). Si bien este módulo se centra en el uso de la evaluación del rendimiento neuromuscular durante la rehabilitación y la RTS luego de una RLCA, varios de los conceptos y principios fundamentales se aplican a la evaluación del atleta durante la recuperación de todas las lesiones.

Dado que la mayoría de los estudios, y de los profesionales, no disponen de evaluaciones de atletas previas a la lesión, los "déficits" inducidos por lesiones no son estrictamente déficits, es decir, con respecto a los datos de rendimiento neuromuscular previos a la lesión del miembro lesionado; son en realidad asimetrías entre extremidades (ILA) en una cualidad neuromuscular específica. Por lo tanto, es el rendimiento del miembro sano el que se utiliza para cuantificar el déficit de rendimiento en el miembro lesionado. Más adelante analizaremos las desventajas de utilizar la ILA como marcador del estado y el grado de error de estos datos. A pesar de esta limitación, la persistencia de esta asimetría en la masa muscular del cuádriceps, la fuerza máxima, la tasa de desarrollo de fuerza o torsión y la activación (Maestroni et al., 2021; Thomas et al., 2015) se presentan no sólo en poblaciones no atléticas luego de la rehabilitación y el retorno a las actividades normales, sino también en atletas profesionales o de alto rendimiento luego de la rehabilitación a tiempo completo y la RTS y a la competencia (Jordan et al., 2015; Maestroni et al., 2021). Uno de los principales factores de riesgo de una lesión es la lesión previa (Cronström et al., 2021), y conceptualmente, en esa asociación, los déficits o las asimetrías biomecánicas y neuromusculares consecuentes a la lesión primaria son modificables. Además, se

asocia a las alteraciones neuromusculares-biomecánicas con un mayor riesgo de lesión en el mismo tejido (Hewett et al., 2005; King et al., 2021a) o a un riesgo elevado en otros tejidos de las articulaciones de la misma extremidad o de la extremidad contralateral (Opar y Serpell, 2014; King 2021b). Se cree que esto último se debe a patrones de carga y movimiento compensatorios secundarios a las alteraciones resultantes de la lesión inicial que conducen a la sobrecarga y la aplicación de fuerza repetidas en la extremidad no afectada (Read et al., 2020).

Antes de analizar las herramientas de diagnóstico F & P de este curso (dinamometría isocinética en este módulo, plataformas de fuerza en el módulo 2 y cinemática en el módulo 3) es importante considerar brevemente las evaluaciones en el otro extremo del espectro en términos de acceso y practicidad, costo y tiempo-eficiencia. Como se destacó en el curso 1, es importante comprender lo que las simples medidas de resultados aportan y, principalmente, lo que no aportan, para valorar la ganancia de información que proporcionan herramientas como las plataformas de fuerza. En entornos sin acceso a diagnósticos de F & P, los criterios básicos de las pruebas clínicas "funcionales" y de reincorporación al deporte (RTS) tras la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA) son el salto horizontal con una sola pierna y sus variaciones: salto simple de longitud, salto triple de longitud, salto cruzado de longitud y salto cronometrado de 6 metros. La batería completa o tan solo uno de estos componentes son particulares. Los índices de simetría de las extremidades (LSI) se calculan basándose en la distancia/tiempo de la extremidad lesionada frente a la no lesionada y un LSI superior al 85% (Petschnig et al., 1998) o al 90% (Grindem et al., 2016) son criterios para "superar" la prueba y reincorporarse al deporte tras RLCA.

Lo que subraya el valor de la cinética derivada de las pruebas diagnósticas F & P y la cinemática es que varios estudios recientes (Kotsifaki et al., 2022) y revisiones (Davies et al., 2020; Kotsifaki et al., 2020) cuestionaron fuertemente el supuesto de que las pruebas de salto cuantifican adecuadamente la función/déficit de la rodilla pos-RLCA. Esto es fundamental ya que los individuos pos-RLCA muestran grandes déficits biomecánicos/neuromusculares en el despegue y aterrizaje del salto a pesar de tener baja asimetría en la distancia del salto y pasar los criterios LSI. Por ejemplo, Kotsifaki et al., (2022) informaron que una cohorte pos-RLCA alcanzó un 97% de simetría en la distancia del triple salto pero solo entre un 51% y un 66% de simetría en las extremidades para el trabajo de rodilla en el primer y segundo rebote, respectivamente. La casi simetría en la distancia de salto se logró con una compensación significativa de la articulación de la cadera y grandes estrategias compensatorias en el tronco y la pelvis. Esta mayor producción de fuerza en la cadera a través de una mayor flexión de la cadera, que compensa y permite evitar la carga/contribución de la rodilla, es una de las estrategias más comunes en las pruebas de salto que subyacen a la simetría a pesar de una recuperación mucho menor de la función de la rodilla (Wren et al., 2018; Kotsifaki et al., 2020). De hecho, Wren et al. descubrieron que en pacientes pos-RLCA mayores asimetrías

de salto estaban relacionadas con una mayor dependencia de la compensación en el tobillo que en la cadera, no en una mejor función de la rodilla. Es decir, el análisis cinemático de los saltos demostró que tanto aquellos con y aquellos sin simetría en la distancia de salto descargaban la rodilla RLCA. Se asoció una distancia de salto asimétrica con una estrategia dominante del tobillo mientras que la simetría se asoció con una estrategia dominante de la cadera. Kotsifaki et al., (2021) también destacaron una menor contribución de la rodilla al salto en comparación con la de los saltos verticales de un solo salto y los saltos de caída de una sola pierna y una mejor asociación de estas pruebas con la función de la rodilla que con el salto. Por último, se reportan simetrías de distancia de salto de 92-94% a los 8 meses pos-RLCA cuando la simetría isocinética de velocidad lenta (60 grados/segundo) de la fuerza del cuádriceps es del 73% (Nagai et al., 2020). Por lo tanto, las pruebas de salto parecen sobreestimar la recuperación de la función de la rodilla en la RTS. Además, se concluyó que las cohortes que logran estos criterios del índice de simetría de las extremidades (LSI) también muestran una tasa relativamente baja de retorno al deporte competitivo, lo que indica una asociación inadecuada con el éxito de la RTS (Ardern et al.2011).

Lesión del LCA

Las roturas del ligamento cruzado anterior (LCA) son lesiones devastadoras que requerirán a una reconstrucción quirúrgica (RLCA) en la gran mayoría de los casos de deportistas que vuelvan a practicar deportes multidireccionales. Aunque su prevalencia en relación con las distensiones de isquiotibiales (la lesión más común en los deportes de equipo) no es alta (Dodsén et al., 2016), existen múltiples investigaciones sobre la biomecánica y la cinética de los atletas tras la RLCA. Esto se debe a la gravedad de la lesión en relación con las consecuencias a corto y mediano plazo de pérdida de tiempo, los plazos típicos de reincorporación al deporte (RTS) y el impacto a largo plazo en el rendimiento y las carreras, así como la salud articular futura (Von Porat et al., 2004). En algunos casos, la lesión puede significar el fin de la carrera de los atletas, quienes nunca vuelven al mismo nivel de juego o de rendimiento (Dodson et al., 2016). A largo plazo, los deportistas con RLCA corren un mayor riesgo de padecer osteoartritis patelofemoral y tibiofemoral temprana (Øiestad et al., 2009; Von Porat et al., 2004).

La rotura del LCA suele producirse entre 40 y 50 ms después del contacto inicial durante la aceptación del peso en la fase inicial de los movimientos de desaceleración (Krosshaug et al., 2007; Koga et al., 2010) y es el resultado de una carga sobre el ligamento que supera su capacidad crítica (Shultz et al., 2015). En el fútbol, la gran mayoría de las lesiones del LCA se producen durante los partidos, donde la tasa de lesiones es 20 veces mayor que durante los entrenamientos (0,340 contra 0,017 por 1000 horas de juego) (Walden et al., 2016). La rotura se produce con mayor frecuencia en situaciones sin contacto durante una carga de desaceleración en la extremidad (Walden et al., 2015), en general, durante un cambio de dirección, desaceleraciones intensas o aterrizajes (Beaulieu et al., 2023).

Las mujeres tienen mayor riesgo de sufrir una lesión del LCA, y las deportistas que practican deportes de pivote, corte y salto tienen un riesgo de lesión del LCA entre dos y tres veces superior al de sus contrapartes masculinos bajo el mismo nivel de exposición. Se ha registrado una incidencia de roturas del LCA de 0,081 por cada 1000 exposiciones de atletas mujeres (entrenamientos o partidos) y de 0,052 por cada 1000 exposiciones de atletas varones en una variedad de deportes de secundaria (Gornitzky et al., 2015), mientras que en un meta-análisis se registró una proporción media de lesiones de 2,67 entre mujeres y hombres (Ekstrand et al., 2011). Las atletas femeninas en deportes como el fútbol, el baloncesto y el lacrosse muestran las tasas de incidencia más altas, con incidencias de 0,148, 0,091 y 0,070 por 1000 exposiciones respectivamente (Gornitzky et al., 2015). Las tasas de incidencia más elevadas entre los deportistas masculinos se registran en deportes como el fútbol americano, el lacrosse y el fútbol, con incidencias de 0,89, 0,58 y 0,40 por 1000 exposiciones de deportistas respectivamente (Gornitzky et al., 2015).

Quienes se someten a una RLCA corren un mayor riesgo de sufrir otra lesión del LCA, ya sea en la misma extremidad o en la extremidad contralateral, con una incidencia de una segunda lesión del LCA que oscila entre el 15 y el 23%. La tasa de incidencia de lesiones del LCA es seis veces mayor en comparación con deportistas no lesionados (Hewett et al., 2016). En los adultos más jóvenes (<25 años), 1 de cada 5 sufrirá una rotura del injerto o una lesión del LCA contralateral en los primeros años tras regresar luego de una RLCA (Wiggins et al., 2016). La incidencia de la lesión contralateral (del lado opuesto) del LCA es dos veces mayor (11,8%) en comparación con las re-roturas ipsilaterales (mismo lado) (5,6%) (Wright et al., 2011). Esto sugiere que los cambios en la biomecánica de un atleta o el estado neuromuscular pos-RLCA pueden contribuir en parte a un mayor riesgo de nueva lesión debido al aumento de la carga mecánica de la extremidad contralateral (Baumgart et al., 2017a; Paterno et al., 2007;), así como a este patrón de nueva lesión.

Una lesión primaria del LCA puede repararse con múltiples tipos de injertos; los más habituales son el hueso tendón rotuliano (BPTB) y los injertos de tendón isquiotibial e injerto de isquiotibiales (HT). Además, recientemente ha aumentado el uso del tendón del cuádriceps. Sin embargo, es menos frecuente, y la mayoría de los datos epidemiológicos y biomecánicos/cinéticos publicados se basan en injertos de BPTB y HT. El patrón de riesgo de la 2ª LCA difiere sustancialmente entre estos tipos de injerto, con un mayor riesgo de nueva rotura ipsilateral observado tras el HT (Samuelsen et al., 2017) y una mayor incidencia de rotura contralateral tras el BPTB (Thompson et al., 2016). Cabe destacar que los estudios neuromusculares/biomecánicos no suelen informar sobre las diferencias/asimetrías del tipo de injerto u otras variables según el tipo de injerto pero algunos estudios recientes han mostrado diferencias significativas en los resultados cinéticos (Costley et al., 2021), como se discutirá en el módulo 2 de este curso.

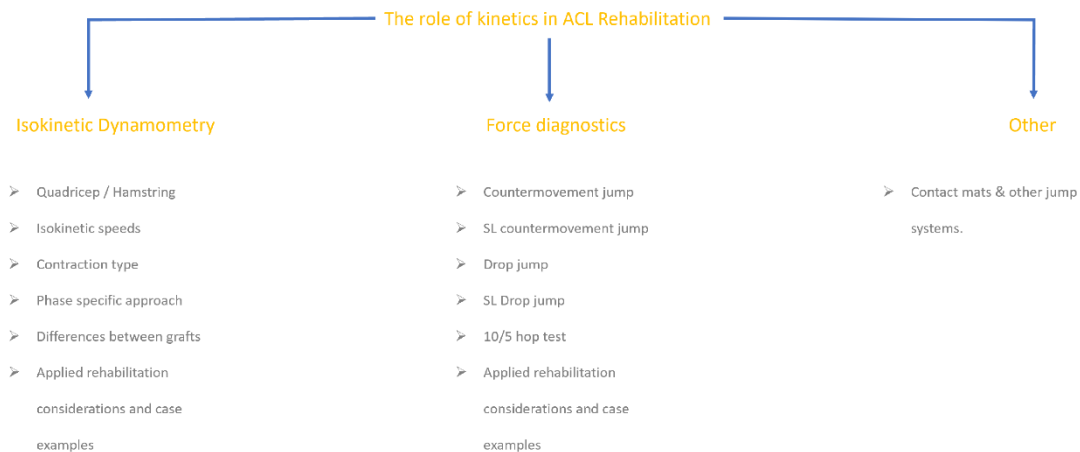
Las tasas de curación varían tras la rotura y reconstrucción del LCA. El injerto de ligamento o el tendón rotuliano atraviesan un proceso de ligamentización en tres fases: inicial, de

remodelación y de maduración, que pueden durar más o menos tiempo dependiendo del tipo de injerto y de la respuesta individual. Múltiples estudios han demostrado que aproximadamente a los 6 meses queda una cantidad considerable de revascularización, pero que este proceso se estabiliza entre los 9-12 meses y a los 24 meses el ligamento se encuentra completamente maduro (Landsdown et al., 2019; Cleas et al., 2011). Esta línea de tiempo de curación incide en el momento de introducción de la prueba diagnóstica de fuerza y potencia. Sin embargo, como veremos luego, la tasa de recuperación de las características neuromusculares varía considerablemente, incluso en atletas profesionales expuestos a rehabilitación a tiempo completo (Taberner et al., 2020). Por lo tanto, los hitos o criterios de tiempo y ausencia de dolor, aunque sean importantes, por sí solos no son criterios adecuados para la progresión o la RTS. Además, los atletas de alto rendimiento suelen estar bajo presión para reincorporarse. Como se ha descrito, las medidas clínicas de la "función" global como el salto de distancia no parecen ser indicadores suficientemente sensibles del progreso o la recuperación en los déficits neuromusculares/biomecánicos subyacentes ni reflejar con precisión la función de la rodilla. El profesional tendrá que utilizar diagnósticos de F & P o cinética y cinemática para proporcionar información y orientar el abordaje de los déficits, asimetrías o patrones de movimiento aberrantes.

Resumen del rol de la cinética en la rehabilitación del LCA:

- Comprobar el estado de rehabilitación del atleta
- Informar para la prescripción de entrenamiento, el contenido y los objetivos de la rehabilitación.
- Evaluar la respuesta individual a la carga
- Proveer criterios objetivos para la RTS

Figura 1: El rol de la cinética en la rehabilitación del LCA.



Fuente: Elaboración propia.

Original	Traducción
The role of kinetics in ACL Rehabilitation	El rol de la cinética en la rehabilitación del LCA
Isokinetic Dynamometry	Dinamometría isocinética
Force diagnostics	Diagnóstico de fuerza
Other	Otros
Quadricep/Hamstring Isokinetic speeds Contraction type Phase specific approach Differences between grafts Applied rehabilitation considerations and case examples Countermovement jump SL countermovement jump Drop jump SL Drop Jump 10/5 hop test Applied rehabilitation considerations and case examples Contact mats & other jump systems	Cuádriceps/Isquiotibiales Velocidades isocinéticas Tipo de contracción Enfoque específico por fases Diferencias entre injertos Consideraciones sobre rehabilitación aplicada y casos prácticos Salto con contramovimiento Salto con contramovimiento de una pierna Salto de caída Salto de caída de una pierna 5/10 prueba de salto Consideraciones sobre rehabilitación aplicada y casos prácticos Alfombras de contacto y otros sistemas de salto

Dinamometría isocinética

En este módulo nos centraremos en el rol de la cinética como información en la rehabilitación y la RTS pos-RLCA derivada de la dinamometría isocinética sobre la base de evidencia publicada, así como la experiencia del autor en la evaluación y rehabilitación



de cientos de pacientes pos-RLCA en la Clínica de Cirugía Deportiva (Sports Surgery Clinic) en Dublín.

Aunque nos enfocamos principalmente en el seguimiento de la respuesta individual del atleta, los datos cinéticos de atletas sanos en una población también puede proporcionarnos un punto de referencia o perfil aproximado del atleta sano en ese deporte para compararlo con el atleta lesionado cuyos datos de referencia verdaderos (valores sanos previos a la lesión de la extremidad) se desconocen.

Por lo tanto, existen distintos medios para calificar el estado del atleta en cada fase de la rehabilitación, además de la observación. Nos referiremos a los siguientes:

1. Sus datos de referencia, si están disponibles.
2. El uso de la extremidad lesionada referencia para determinar la asimetría de extremidades (ILA).
3. Datos normativos del deporte y nivel.

Las pruebas de dinamometría isocinética (IKD) son el método de referencia más utilizado para medir la producción de fuerza articular aislada y como prueba de fuerza, debido a su fiabilidad y replicabilidad, al menos a velocidades bajas y en modo concéntrico. Debido a estos factores, así como a la implicación de la articulación de la rodilla en la lesión del LCA y potencialmente en sus consecuencias (es decir, el uso de la rótula o los isquiotibiales en su reparación), la prueba de extensión-flexión de rodilla es el componente más frecuente en la batería de estudios para la RTS, utilizado para evaluar los déficits inducidos por la lesión y el desacondicionamiento.

Los dinamómetros isocinéticos permiten evaluar (y entrenar) articulaciones unilaterales de forma isométrica (en un ángulo) o dinámica (en rangos completos o específicos). El movimiento articular y la producción de fuerza (torsión) en toda la amplitud de movimiento utilizada se miden a velocidades preestablecidas. En los deportistas pos-RLCA, el déficit máximo de torsión de cuádriceps e isquiotibiales (la torsión más alta alcanzada en cualquier punto a lo largo de la amplitud de movimiento), es decir, la fuerza máxima, se reporta y se asocia comúnmente con un mayor riesgo de lesión y re-rotura (Kyritsis et al., 2016).

Figura 2: Preparación del paciente para la evaluación de la extensión de la rodilla en un dinamómetro isocinético



Los déficits en la producción de fuerza se asocian con una cinemática y estrategias de movimiento alteradas (Palmieri-Smith et al., 2015) así como grandes asimetrías en la cinética y cinemática del aterrizaje (Schmitt et al., 2015), patrones que pueden predisponer a una nueva lesión o a una lesión muscular secundaria (Kyritsis et al., 2016). A pesar de estos datos que subrayan la importancia de la recuperación de la fuerza del cuádriceps IKD en relación con la reducción del riesgo de una nueva lesión, tan solo entre el 23 y el 48% logran el objetivo de >85-90% de la fuerza del cuádriceps de la extremidad contralateral (es decir, el índice de simetría de la extremidad) luego de la RLCA (Kyritsis et al., 2016; King et al., 2021). Por lo tanto, el énfasis en el desarrollo de la fuerza en estos grupos musculares y el seguimiento adecuados para garantizar el logro de este objetivo son aspectos muy relevantes para minimizar el riesgo de una nueva lesión. La evidencia indica que quienes no cumplen los criterios clave de RTS (pruebas de IKD PT <10% de asimetría; saltos <10% de asimetría; y realización de una prueba T de agilidad en <10s) tienen hasta 4 veces más probabilidades de volver a lesionarse, y que aquellos con una asimetría superior al 10% tienen más probabilidades de sufrir una nueva rotura contralateral (Hewett et al., 2019; Webster et al., 2019; Paterno et al., 2019). En un estudio prospectivo de 2 años, se asocia alcanzar un índice de simetría de las extremidades (LSI) del cuádriceps IKD de <90% con un riesgo significativamente menor de lesión de rodilla posterior (Grindem et al., 2016). Además, se ha demostrado que el aumento de los niveles de fuerza del cuádriceps después de la RLCA se correlaciona con un menor riesgo de osteoartritis de rodilla o de la articulación patelofemoral (Øiestad et al., 2015; Culvenor et al., 2013).

IKD y RLCA

Se puede realizar pruebas dinámicas de IKD a distintas velocidades en modos de contracción concéntrica y excéntrica, de los cuales los más utilizados son 60°/s, 180°/s y 300°/s (grados por segundo). Aunque es interesante realizar pruebas a distintas velocidades para determinar las posibles diferencias en las capacidades a lo largo del espectro de velocidad-fuerza, esto ha dado como resultado numerosos protocolos de investigación y que no haya consenso sobre el mejor protocolo. Si bien la configuración inicial del atleta en el dispositivo supone un tiempo "fijo" en las evaluaciones de IKD, éstas requieren mucho más tiempo que las pruebas de salto-aterrizaje o las pruebas isométricas de las extremidades inferiores: entre 10 y 15 minutos para ambas extremidades. Otra limitación a la hora de obtener un mayor número de modos de contracción/grupos musculares es que, aunque en teoría se pueden recopilar datos agonistas-antagonistas (por ejemplo, cuádriceps concéntricos en una dirección y isquiotibiales concéntricos en la otra, con lo cual después de 5 repeticiones se tienen ambos), el uso del dinamómetro de este modo plantea ciertas dificultades que también limitan la aplicación de estos protocolos que supondrían un ahorro de tiempo. Además, resulta preocupante la variabilidad/fiabilidad incluso del pico de torsión y el retraso en alcanzar una velocidad isocinética estable a velocidades más altas (como 180°/s y 300°/s), lo que socava la validez de los primeros datos de ángulo-par, especialmente en individuos con poca experiencia/familiaridad previa con la evaluación (la mayoría de los individuos). Debido a estos posibles defectos de fiabilidad y dado que el objetivo de esta prueba es evaluar la fuerza máxima, las pruebas concéntricas de cuádriceps e isquiotibiales más utilizadas a 60°/s pueden, a primera vista, ser menos "funcionales" debido a la velocidad más lenta; cuando el objetivo es evaluar la fuerza dinámica máxima, se recomienda utilizar velocidades lentas que den lugar a salidas de fuerza más elevadas, ya que muestran una mayor fiabilidad y validez (ICC:60°/s: 0,93 vs 180°/s:0,43) (O'Malley et al., 2018; Undheim et al., 2015; Whilite, 1992). Nótese que estos valores se refieren a evaluaciones en individuos lesionados sin múltiples sesiones de pruebas y que, en nuestra experiencia, mejoran con la experiencia. No obstante, dado que las pruebas de salto-aterrizaje (utilizando plataformas de fuerza) evalúan eficazmente las cualidades de fuerza-velocidad mediante la aplicación y reducción de la fuerza a mayor velocidad y menor carga, y en triple extensión (Tredinick, 1998; Steiner, 1993), el protocolo de pruebas IKD añade valor como una medida aislada de la producción de fuerza dinámica máxima. Del mismo modo, a pesar del interés en la fuerza excéntrica del cuádriceps, las medidas excéntricas tienen mayor variabilidad y menor fiabilidad, especialmente dentro de las repeticiones (Tredinnick et al., 1988). Además, debido a la reconstrucción, los pacientes pos-RLCA poseen más dolor patelofemoral, que puede ser provocado por la mayor carga de las pruebas excéntricas, por lo que la mayoría de los médicos opta por utilizar pruebas concéntricas (Wasserstein et al., 2015, Hart et al., 2020).

Los datos de torsión IKD se expresan en newton-metros (N.m), y normalmente se ajustan al peso corporal (N.m/kg), para permitir la comparación con otros atletas/grupos. Sin

embargo, cuando se realiza un seguimiento individual, también pueden utilizarse valores absolutos. Aunque el pico de torsión es la métrica más utilizada en las pruebas de IKD, su uso exclusivo ha sido criticado ya que describe la producción de fuerza en un único ángulo articular, lo que puede no ser representativo de la función en diferentes ángulos a lo largo del rango de movimiento y, en particular, en ángulos de interés desde una perspectiva de rendimiento y riesgo (Hart et al., 2022). De hecho, investigaciones recientes han demostrado el valor diagnóstico adicional que aporta el examen de la curva completa de torsión-ángulo, como se expone a continuación.

Relación I:C

Otra métrica IKD ampliamente utilizada en torno al riesgo del LCA y la rehabilitación es la relación de picos de torsión en los isquiotibiales y cuádriceps (o H:Q ratio) (Kellis et al., 2022). Mecánicamente, a medida que el cuádriceps aumenta la carga del LCA y a través de la traslación anterior del fémur sobre la tibia, los isquiotibiales actúan como equilibrio contra esto, lo que demuestra que la cocontracción previene la traslación anterior excesiva de la tibia (Yanagawa et al., 2002). Además, hay pruebas consistentes de que la relación de fuerza I:C se altera significativamente en pacientes de LCA deficientes y reconstruidos (Kyritsis et al., 2016), con una importante influencia del tipo de injerto, dando como resultado relaciones I:C significativamente más altas después de injertos BPTB (Fischer et al., 2018) y lo opuesto después de HT. La investigación sugiere que en la RTS, una relación I:C >60% (0,6) se asocia con un menor riesgo (Kyritsis et al., 2016), un objetivo que es más factible de alcanzarse tras un injerto BPTB debido al deterioro de la fuerza del cuádriceps como consecuencia de la recolección del injerto y no debido a una mayor fuerza de los isquiotibiales. Tras los injertos de HT, alcanzar este objetivo de I:C es más difícil ya que la extracción del injerto semitendinoso-gracilis conlleva una pérdida sustancial del rendimiento neuromuscular de los isquiotibiales. Se ha informado que las relaciones I:C son a menudo inferiores al 50% incluso a los 9 meses, momento típico de la RTS. Por lo tanto, el (re)condicionamiento precoz de los isquiotibiales a partir de los 3 meses (una vez que el injerto puede cargarse) es prioritario y debe enfatizarse durante toda la rehabilitación (Hart et al., 2022).

Aunque los ratios I:C sean diferentes después del RLCA, ¿por qué merecen nuestra atención?

Kyritsis et al., (2016) demostraron que quienes presentaba relaciones I:C más bajas tenían un riesgo significativamente mayor de reruptura en comparación con aquellos con relaciones I:C más altas. Por cada 10% de disminución en la relación I:C, había un riesgo 10,6 veces mayor de rotura del injerto del LCA.

Diferencias específicas entre los injertos

Como se mencionó anteriormente, los déficits de los flexores (isquiotibiales) y extensores (cuádriceps) de la rodilla están fuertemente influenciados por el tipo de injerto, donde los más comunes son el BPTB y el HT. Estos injertos generalmente se extraen de la extremidad lesionada (Holland et al., 2017), lo que provoca déficits neuromusculares. Se observa mayores déficits en el cuádriceps después de los injertos de BPTB, particularmente en ángulos de rodilla más profundos de 60-95°. Por el contrario, tras los injertos de HT, los déficits de fuerza de los isquiotibiales son evidentes en todo el rango, aunque son mayores en el rango interno (es decir, ángulos de rodilla más altos) (Hart, 2022; Baumgart et al., 2018). El músculo semitendinoso que se extrae está mecánicamente aventajado en la flexión profunda de la rodilla y, por lo tanto, cuando se utiliza para la producción de fuerza del injerto HT en este rango, se encuentra particularmente deteriorado. Esto conduce a una sobre dependencia en el músculo bíceps femoral (BF), como indica la alteración del ángulo de torsión máxima (Hart, 2022) y el aumento del área de sección transversal (CSA) en el BF. Una consecuencia de este cambio es el uso del BF en una posición mecánicamente desventajosa, lo que explicaría en parte el mayor riesgo de lesión del BF después de la RLCA (Green et al., 2020). Por último, se ha demostrado que la recuperación y el desarrollo del área de la sección transversal del semitendinoso es vital para la recuperación de la fuerza flexora general de la rodilla, especialmente en ángulos superiores a 70° (Tupernein et al., 2020).

También se ha demostrado que los injertos BPTB se asocian a un nivel drásticamente alto de dolor patelofemoral, que puede persistir durante 2 años después de la cirugía. La inhibición artrogénica es un fenómeno ampliamente documentado, especialmente en traumatismos de rodilla y pos cirugía de rodilla (Rice & Mcnair, 2010). La inhibición artrogénica es un proceso en el que el cuádriceps no puede activarse completamente, especialmente si hay derrame articular, lo cual es común en la fase inicial de la rehabilitación de la RLCA. Esto causa una atrofia significativa del músculo cuádriceps durante las primeras etapas de la rehabilitación, con reportes del 30% de pérdida de CSA inmediatamente después de la cirugía (Hopkins & Ingersoll, 2000). Ya que el dolor anterior de la rodilla es frecuente en ángulos profundos de la rodilla, durante la rehabilitación pos-RLCA con injertos de BPTB los déficits significativos se observan en ángulos más altos de la rodilla (Hart y otros, 2022), mientras que esto no se observa en injertos de HT (con una asimetría más pequeña en la flexión de la rodilla de 70-85°).

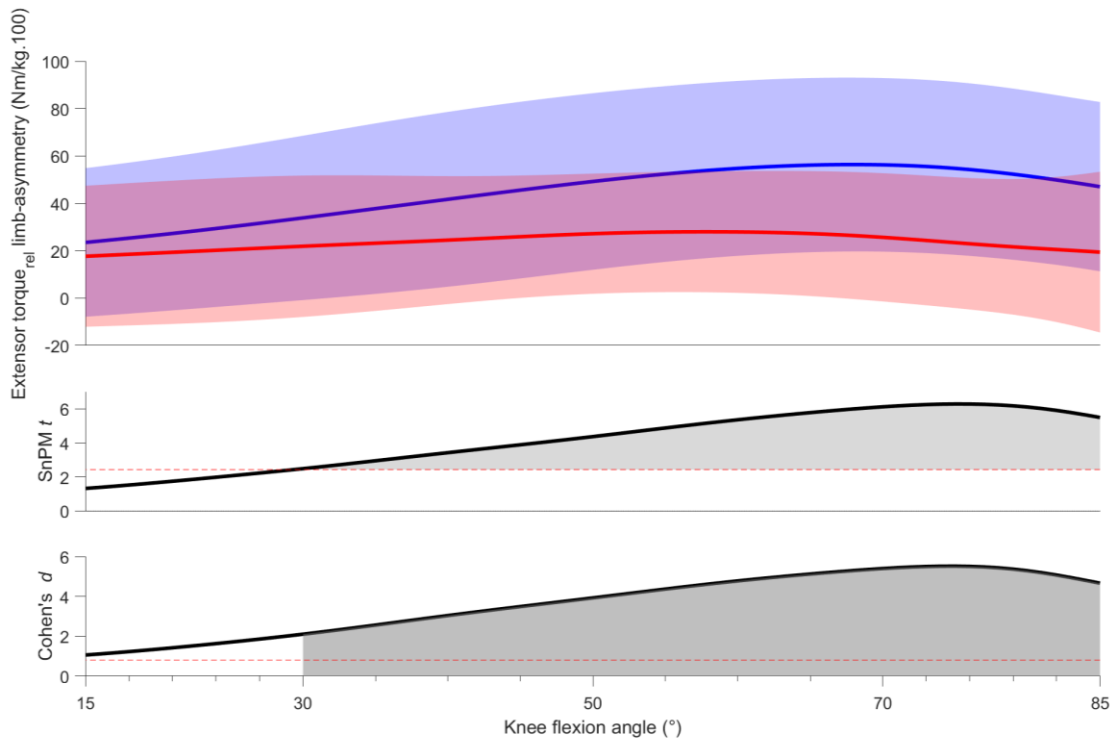
Debido a estos efectos específicos del ángulo, Baumgart et al.(2018) propusieron un análisis específico por fases para caracterizar la función neuromuscular de los tendones e identificar déficits que podrían no detectarse solo con el pico de torsión y que podrían mejorar la prescripción de ejercicios de rehabilitación y la individualización de la rehabilitación, lo que implicaría una mayor especificidad de los protocolos de rehabilitación y mejores resultados para los atletas.

Análisis por fases

El mapeo paramétrico estadístico (SPM) unidimensional es un método de gran valor para examinar estadísticamente las diferencias entre series de datos continuos. Se ha utilizado ampliamente en el análisis de datos de fuerza-tiempo y cinemáticos para determinar cambios a lo largo de movimientos enteros o fases de interés como alternativa o complemento a la presentación de variables discretas. Sin embargo, recientemente se ha aplicado al análisis de datos de torsión isocinética pos-RLCA para un único tipo de injerto (Baumgart, 2018). Se ha utilizado para identificar diferencias en las métricas de torsión y asimetría específicas del ángulo entre los tipos de injerto alrededor del momento de la reincorporación a la práctica (RTP), pero podría permitir un mejor ajuste de las intervenciones al injerto más temprano en la rehabilitación después de los injertos BPTB vs HT. En una cohorte de RLCA, Hart et al.(2022) demostraron que, si bien el ángulo del pico de torsión (52°) y el ángulo en el que se produce la mayor asimetría entre extremidades (58°) sólo difieren en 6°, la magnitud de la asimetría de torsión fue significativamente diferente en estos dos ángulos (24%-52° frente a 71%-58°). Esto indica que al utilizar solo el pico de torsión, se pasan por alto los déficits específicos del ángulo (no solo porque se subestima una asimetría entre extremidades por tipo de injerto utilizando solo el pico de torsión en ambos injertos) y que un análisis específico del ángulo/fase proporciona un examen neuromuscular más completo y perspectivas adicionales que pueden tener un impacto en los protocolos de rehabilitación y la RTS (Çınar-Medeni et al., 2019). Resulta curioso que la torsión concéntrica del cuádriceps a 90° y 60° de flexión de la rodilla se correlaciona más fuertemente que el pico de torsión con el salto de una sola pierna ($r^2 = 0,22$) y el alcance del salto vertical ($r^2 = 0,40$), respectivamente (Çınar-Medeni et al., 2019). Esto sugiere una mayor asociación con movimientos específicos del deporte.

La figura 3 muestra la ILA en el torque concéntrico del cuádriceps a través del rango de movimiento (asimetría torsión-ángulo) en pacientes con injertos BPTB vs. HT. Demuestra diferencias significativas en la ILA del torque del cuádriceps a lo largo de la amplitud y en la asimetría del ángulo de pico para los dos tipos de injerto (los injertos BPTB muestran los valores más altos a 70-85° mientras que en esta amplitud el ILA del injerto de tendón HT disminuye). Esto subraya aún más los problemas de utilizar sólo el pico de torsión y de ignorar las diferencias de tipo de injerto en el reacondicionamiento después de la RLCA.

Figura 3: Asimetría del cuádriceps (extensión concéntrica de la rodilla) a lo largo de la amplitud de movimiento

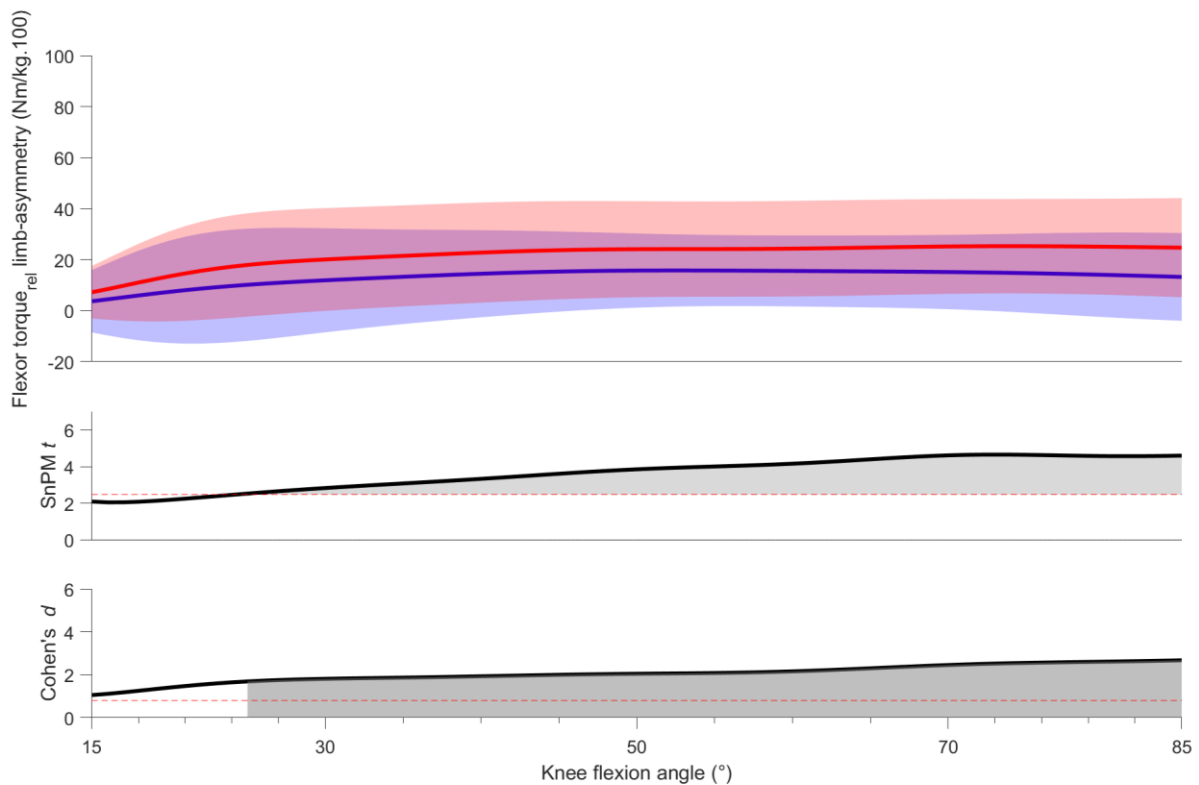


Fuente: Hart et al. (2022). Línea azul = injerto BPTB; línea roja = injerto HT. La línea roja discontinua es el umbral de significación, por lo que se indica una asimetría significativa para la zona gris dentro de la amplitud de movimiento (ángulo de flexión de la rodilla).

Original	Traducción
Cohen's <i>d</i>	<i>d</i> de Cohen
SnPM <i>f</i>	SnPM <i>f</i>
Extensor torque	Torque extensor
Limb-asymmetry (Nm/kg-100)	Asimetría de las extremidades (N.m/kg-100)
Kneew flexion angle (°)	Ángulo de flexión de la rodilla (°)

La figura 3 muestra la diferencia significativa en la asimetría de los músculos isquiotibiales en ángulos de flexión de rodilla más profundos después de un injerto HT en comparación con un injerto BPTB. El pico de asimetría para el injerto HT se produce a 70-85° de flexión, mientras que el pico de torsión del músculo se produce en un ángulo bastante diferente (50-60°).

Figura 4: Asimetría de los músculos isquiotibiales (flexión concéntrica de la rodilla) en toda la amplitud de movimiento



Fuente: Hart et al. (2022). Línea azul = injerto BPTB; línea roja = injerto HT. La línea roja discontinua es el umbral de significación.

Implicaciones para la rehabilitación

Los datos derivados de este análisis IKD específico por fases tienen importantes implicaciones en la rehabilitación del atleta pos RLCA. Tras los injertos de HT, se observa un déficit significativo del rango interno (mayor flexión de la rodilla), debido principalmente a la extracción de este injerto. Además, Morris et al., (2021) y Jordan et al., (2015) destacaron la importancia de promover la fuerza y la hipertrofia del semitendinoso para reducir la carga de trabajo del bíceps femoral.

Por lo tanto, en la rehabilitación de los injertos RLCA HT es importante que los profesionales comiencen la flexión de rodilla basada en el trabajo de isquiotibiales (curl de isquiotibiales, deslizadores de isquiotibiales) al principio de la rehabilitación, pero no antes de los 3 meses postoperatorios, para proteger el injerto. Esto significa que los programas de acondicionamiento deben dar prioridad a estos ejercicios de flexión junto con ejercicios de isquiotibiales de rango externo dominantes en la cadera (peso muerto rumano, puente de isquiotibiales, peso muerto).

La rehabilitación tras el injerto BPTB debe centrarse en minimizar el dolor y la inflamación al principio de la rehabilitación, minimizar el efecto de la inhibición artrogénica y la atrofia

muscular y asegurar la activación muscular completa en los ejercicios de la fase inicial (meses 0-2). Después de esto, debe priorizarse la extensión de la rodilla y a la fuerza del cuádriceps en ángulos mayores de flexión de la rodilla. Esto se puede lograr de múltiples maneras. Sin embargo, un ejemplo de una sucesión de ejercicios de fuerza dirigidos a 60-90° puede ser sentadillas divididas → prensa de pierna profunda → sujeción de pared con una sola pierna a 90°.

Sin embargo, las ventajas de utilizar un enfoque específico para cada fase son que, si bien éstas son adaptaciones específicas extraídas de investigaciones recientes, un enfoque específico para cada fase permite personalizar e individualizar la rehabilitación a un nivel más alto que utilizando únicamente medidas de pico de torsión, que son muy limitadas en el uso de la prescripción de rehabilitación, teniendo en cuenta que los objetivos de pico de torsión de RTS siguen siendo valiosos.

Limitaciones del IKD

Una de las principales limitaciones de su uso es su costo (entre \$50.000 y \$100.000 dólares), imposible para la mayoría, a excepción de los deportistas profesionales o los institutos más adinerados. Es por esto que es habitual que estos dispositivos se encuentren en universidades, facultades e instalaciones médicas privadas, y no son portátiles. Por lo tanto, es posible que no todos los profesionales tengan acceso a ellos o que su acceso sea limitado. Más adelante describiremos otras alternativas disponibles. Es importante considerar otras limitaciones de las pruebas IKD. La primera y más comúnmente citada limitación es que es una prueba de fuerza que evalúa una sola articulación de forma aislada, en un rango predeterminado y controlado de movimiento y velocidad de contracción, con una deficiente relación con los movimientos específicos del deporte (Goldman & Jones, 2010). Esta limitación podría citarse igualmente como la ventaja de las pruebas de IKD en relación con pruebas de salto más funcionales, multiarticulares, de rango de movimiento variado, balísticas o pliométricas. Por lo tanto, es imperativo comprender el valor de una prueba y sus limitaciones en el rendimiento neuromuscular. Esto responde principalmente a las razones por las que se incluye la prueba. Sin embargo, es importante destacar el valor que las pruebas de IKD añaden a la rehabilitación de la RLCA y del hecho de que la RTS se relaciona con los detalles de la función neuromuscular aislada y de la producción de fuerza específica del ángulo del músculo deteriorado por la operación y la lesión (éstos no deben utilizarse como único criterio de RTS).

Resumen

- Las pruebas isocinéticas deben utilizarse principalmente para evaluar la fuerza muscular máxima de extensión y flexión de la rodilla en modo concéntrico a 60°/s, debido a las limitaciones relacionadas con otras velocidades y modos con características del rendimiento neuromuscular, como la producción de fuerza a

alta velocidad, el rendimiento excéntrico y SSC, y la función multiarticular examinada con otras pruebas dinámicas.

- Si es posible, deben realizarse pruebas de IKD de cuádriceps e isquiotibiales durante la rehabilitación de la RCA, a los 3, 6 y 9 meses después de la RCA. Se sugiere realizar pruebas más frecuentes si se identifican déficits de fuerza mayores.
- El pico de torsión clave de IKD debe enfocarse en los objetivos de la reincorporación al deporte (objetivos mínimos para atletas de competición masculinos y femeninos sanos).
 - Asimetrías de isquiotibiales y cuádriceps <10%.
 - Relación concéntrica I:C de >60%.
 - Cuádriceps >260% BW
 - Isquiotibiales >160% BW
- Los injertos BPTB provocan déficits de fuerza en extensión de rodilla que son mayores en los ángulos de flexión de rodilla mayores que los injertos HT (semitendinoso-gracilis). Esto da lugar a mayores déficits en los isquiotibiales a mayores ángulos de flexión de la rodilla (según estos tipos de injerto, el proceso de rehabilitación debe poner un énfasis adicional en el acondicionamiento/fortalecimiento y seguimiento de estos rangos específicos).

Protocolo:

El protocolo IKD sugerido para RLCA es:

- 5 minutos de calentamiento en bicicleta
- 3x5 repeticiones de extensión concéntrica de rodilla y flexión de rodilla a 60° sobre 0-100° de flexión de rodilla.
- 1 serie de calentamiento y familiarización seguida de 2 series de 5 a 100% con un fuerte estímulo verbal.
- Si la prueba se realiza antes de los 6 meses, debe utilizarse una almohadilla ortopédica para el LCA con el fin de limitar la tensión sobre el injerto de LCA (colocada justo debajo de la tuberosidad tibial).
- Si se utiliza el análisis específico de fase, deben descartarse los primeros y los últimos 10° del intervalo, ya que a menudo no alcanzará >50° de isovelocidad, por lo que no es fiable.

En la investigación del LCA, el IKD ha sido históricamente el método más común para evaluar la fuerza y la función de las extremidades inferiores. Como ya se ha señalado, hay una serie de factores que limitan su uso habitual durante la rehabilitación. Algunos de ellos son prácticos: su costo significa que para muchas organizaciones deportivas el acceso se limita a entornos médicos o universitarios en los que se utiliza para la

investigación, en lugar de en instalaciones de fuerza y acondicionamiento o gimnasios. El costo de tiempo en relación con otras pruebas de plataforma de fuerza/salto también impide una alta frecuencia de evaluación. Y a diferencia de la amplia batería de pruebas adicionales de salto-aterrizaje, añadir más pruebas de IKD en diferentes articulaciones o velocidades requiere mucho más tiempo y es poco práctico. La naturaleza máxima de las pruebas de IKD y la fatiga resultante pueden interrumpir la rehabilitación hasta 24hs antes del IKD para una prueba precisa (O'Malley et al., 2018), lo que puede crear cierta resistencia a las pruebas regulares. Al tratarse de un ejercicio de cadena abierta a baja velocidad que tiene poca relación con la mayoría de los movimientos deportivos multiarticulares de cadena cerrada y alta velocidad, y específicamente con los que más a menudo causan una lesión del LCA, los profesionales suelen considerar que carece de "funcionalidad" y pueden mostrar falta de interés en su utilidad por ese motivo. No obstante, el valor de cualquier prueba radica en medir lo que se pretende: la fuerza máxima aislada con datos de toda la amplitud en los músculos flexores y extensores. Esto debería complementarse siempre con pruebas multiarticulares, en lugar de rechazarse por falta de funcionalidad.

Referencias

Ardern, C. L., Webster, K. E., Taylor, N. F., & Feller, J. A. (2011). Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play. *British journal of sports medicine*, 45(7), 596–606. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2010.076364>

Bahr, R. (2016). Why screening tests to predict injury do not work-and probably never will...: a critical review. *British journal of sports medicine*, 50(13), 776–780. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096256>

Baumgart C, Welling W, Hoppe MW, Freiwald J, Gokeler A. (2018) Angle-specific analysis of isokinetic quadriceps and hamstring torques and ratios in patients after ACL-reconstruction. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2018;10(1):23.

Baumgart, C., Hoppe, M. W., & Freiwald, J. (2017). Phase-Specific Ground Reaction Force Analyses of Bilateral and Unilateral Jumps in Patients With ACL Reconstruction. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 5(6). <https://doi.org/10.1177/2325967117710912>

Beaulieu ML, Ashton-Miller JA, Wojtys EM (2022). Loading mechanisms of the anterior cruciate ligament. *Sports Biomech.* 2023 Jan;22(1):1-29. doi: 10.1080/14763141.2021.1916578.

Çınar-Medeni, Ö., Harput, G., & Baltacı, G. (2019). Angle-specific knee muscle torques of ACL-reconstructed subjects and determinants of functional tests after reconstruction. *Journal of sports sciences*, 37(6), 671–676. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1522701>

Cronström A, Tengman E, Häger CK.(2021). Risk Factors for Contra-Lateral Secondary Anterior Cruciate Ligament Injury: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports Med.* 2021 Jul;51(7):1419-1438. doi: 10.1007/s40279-020-01424-3.

Costley, J., Miles, J., King, E. & Daniels, K. (2020). *The effect of autograft type on progression of phase-specific loading asymmetries in the counter-movement jump from six to nine months post-ACLR* [Paper presentation]. 38th International Society of Biomechanics in Sport Conference, United Kingdom.

Culvenor, A. G., Cook, J. L., Collins, N. J., & Crossley, K. M. (2013). Is patellofemoral joint osteoarthritis an under-recognised outcome of anterior cruciate ligament reconstruction? A narrative literature review. *British journal of sports medicine*, 47(2), 66–70. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091490>

Davies, W. T., Myer, G. D., & Read, P. J. (2020). Is It Time We Better Understood the Tests We are Using for Return to Sport Decision Making Following ACL Reconstruction? A Critical Review of the Hop Tests. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 50(3), 485–495. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01221-7>



Dodson, C. C., Secrist, E. S., Bhat, S. B., Woods, D. P., & Deluca, P. F. (2016). Anterior Cruciate Ligament Injuries in National Football League Athletes From 2010 to 2013: A Descriptive Epidemiology Study. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 4(3), 1-5. <https://doi.org/10.1177/2325967116631949>

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

Fischer, F., Fink, C., Herbst, E., Hoser, C., Hepperger, C., Blank, C. & Gfoller, P. (2018). Higher hamstring-to-quadriceps isokinetic strength ratio during the first post-operative months in patients with quadriceps tendon compared to hamstring tendon graft following ACL reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 26, 418–425. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4522-x>

Goldman, E. F., & Jones, D. E. (2010). Interventions for preventing hamstring injuries. *The Cochrane database of systematic reviews*, (1), CD006782. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006782.pub2>

Gornitzky, A. L., Lott, A., Yellin, J. L., Fabricant, P. D., Lawrence, J. T., & Ganley, T. J. (2016). Sport-Specific Yearly Risk and Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears in High School Athletes: A Systematic Review and Meta-analysis. *The American journal of sports medicine*, 44(10), 2716–2723. <https://doi.org/10.1177/0363546515617742>

Green B, Bourne MN, van Dyk N, Pizzari T. (2020) Recalibrating the risk of hamstring strain injury (HSI): A 2020 systematic review and meta-analysis of risk factors for index and recurrent hamstring strain injury in sport. *Br J Sports Med*. 2020 Sep;54(18):1081-1088. doi: 10.1136/bjsports-2019-100983.

Grindem, H., Snyder-Mackler, L., Moksnes, H., Engebretsen, L., & Risberg, M. A (2016). Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84% after ACL reconstruction: the Delaware-Oslo ACL cohort study. *British journal of sports medicine*, 50(13), 804–808. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096031>

Hart LM, Izri E, King E, Daniels KAJ. (2022) Angle-specific analysis of knee strength deficits after ACL reconstruction with patellar and hamstring tendon autografts. *Scand J Med Sci Sports*. 2022 Dec;32(12):1781-1790. doi: 10.1111/sms.14229.

Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Paterno, M. V., & Quatman, C. E. (2016). Mechanisms, prediction, and prevention of ACL injuries: Cut risk with three sharpened and validated tools. *Journal of orthopaedic research*, 34(11), 1843–1855. <https://doi.org/10.1002/jor.23414>

Holland, T., Chitkara, R., McNicholas, M. & Banks, J. (2017). Current Trends in ACL Reconstruction Surgery in the United Kingdom. *Journal of Orthopaedics and Trauma*, 7, 1-4. <http://dx.doi.org/10.4303/jot/236025>



Hopkins, J.T. and C. D. Ingersoll, C.D.(2000). Arthrogenic muscle inhibition: a limiting factor in joint rehabilitation. *Journal of sport rehabilitation* 2000 Vol. 9 Issue 2 Pages 135-159

Jordan MJ, Aagaard P, Herzog W.(2015). Rapid hamstrings/quadriceps strength in ACL-reconstructed elite Alpine ski racers. *Med Sci Sports Exerc.* 2015 Jan;47(1):109-19

Kellis E, Sahinis C, Baltzopoulos V. (2022) Is hamstrings-to-quadriceps torque ratio useful for predicting anterior cruciate ligament and hamstring injuries? A systematic and critical review. *J Sport Health Sci.* 2022 Jan 19:S2095-2546(22)00017-5. doi: 10.1016/j.jshs.2022.01.002.

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

King E, Richter C, Daniels KAJ, Franklyn-Miller A, Falvey E, Myer GD, Jackson M, Moran R, Strike S. (2021). Biomechanical but Not Strength or Performance Measures Differentiate Male Athletes Who Experience ACL Reinjury on Return to Level 1 Sports. *Am J Sports Med.* 2021 Mar;49(4):918-927. doi: 10.1177/0363546520988018.

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

Kotsifaki, A., Korakakis, V., Graham-Smith, P., Sideris, V., & Whiteley, R. (2021). Vertical and Horizontal Hop Performance: Contributions of the Hip, Knee, and Ankle. *Sports health*, 13(2), 128–135. <https://doi.org/10.1177/1941738120976363>

Kotsifaki, A., Van Rossom, S., Whiteley, R., Korakakis, V., Bahr, R., Sideris, V., Smith, P. G., & Jonkers, I. (2022). Symmetry in Triple Hop Distance Hides Asymmetries in Knee Function After ACL Reconstruction in Athletes at Return to Sports. *The American journal of sports medicine*, 50(2), 441–450. <https://doi.org/10.1177/03635465211063192>

Kotsifaki, A., Korakakis, V., Whiteley, R., Van Rossom, S., & Jonkers, I. (2020). Measuring only hop distance during single leg hop testing is insufficient to detect deficits in knee function after ACL reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine*, 54(3), 139–153. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099918>

Krosshaug, T., Slauterbeck, J. R., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2007). Biomechanical analysis of anterior cruciate ligament injury mechanisms: three-dimensional motion



reconstruction from video sequences. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 17(5), 508–519. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00558.x>

Kyritsis, P., Bahr, R., Landreau, P., Miladi, R., & Witvrouw, E. (2016). Likelihood of ACL graft rupture: not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *British journal of sports medicine*, 50(15), 946–951. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095908>

Maestroni L, Read P, Turner A, Korakakis V, Papadopoulos K.(2021) Strength, rate of force development, power and reactive strength in adult male athletic populations post anterior cruciate ligament reconstruction - A systematic review and meta-analysis. *Phys Ther Sport*. 2021 Jan;47:91-104. doi: 10.1016/j.ptsp.2020.11.024.

Morris, N., Jordan, M.J., Sumar, S., van Adrichem, B., Heard, M. and Herzog, W., (2021). Joint angle-specific impairments in rate of force development, strength, and muscle morphology after hamstring autograft. *Translational Sports Medicine*, 4(1), pp.104-114.

Nagai, T., Schilaty, N. D., Laskowski, E. R., & Hewett, T. E. (2020). Hop tests can result in higher limb symmetry index values than isokinetic strength and leg press tests in patients following ACL reconstruction. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 28(3), 816–822. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05513-3>

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

Øiestad, B. E., Engebretsen, L., Storheim, K., & Risberg, M. A. (2009). Knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament injury: a systematic review. *The American journal of sports medicine*, 37(7), 1434–1443. <https://doi.org/10.1177/0363546509338827>

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

Opar, D. A., & Serpell, B. G. (2014). Is there a potential relationship between prior hamstring strain injury and increased risk for future anterior cruciate ligament injury?. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 95(2), 401–405. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.07.028>

Palmieri-Smith, R. M., Thomas, A. C., & Wojtys, E. M. (2008). Maximizing quadriceps strength after ACL reconstruction. *Clinics in sports medicine*, 27(3), 405–ix. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2008.02.001>



Palmieri-Smith RM, Lepley LK. (2015) Quadriceps Strength Asymmetry After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Alters Knee Joint Biomechanics and Functional Performance at Time of Return to Activity. *Am J Sports Med.* 2015;43(7):1662–9.

Paterno, M. V., Rauh, M. J., Thomas, S., Hewett, T. E., & Schmitt, L. C. (2019). Quadricep Femoris Strength at Return to Sport Identifies Limb at Increased Risk of Future ACL Injury after ACL Reconstruction in Young Athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 7(7). <https://doi.org/10.1177/2325967119500329>

Paterno, M. V., Ford, K. R., Myer, G. D., Heyl, R., & Hewett, T. E. (2007). Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 17(4), 258–262. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e31804c77ea>

Rice D. A. and McNair P. J (2010) Quadriceps arthrogenic muscle inhibition: neural mechanisms and treatment perspectives. *Seminars in Arthritis and Rheumatism* 2010 Publisher: Elsevier Pages: 250-26

Schmitt LC, Paterno MV, Ford KR, Myer GD, Hewett TE (2015). Strength Asymmetry and Landing Mechanics at Return to Sport after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Med Sci Sports Exerc.* 2015 Jul;47(7):1426–34. doi: 10.1249/MSS.0000000000000560.

Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Benjaminse, A., Collins, M., Ford, K. & Kulas, S. A. (2015). ACL Research Retreat VII: An Update on Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Factor Identification, Screening, and Prevention. *Journal of Athletic Training*, 50(10), 1076–1093. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.10.06>

Samuelsen BT, Webster KE, Johnson NR, Hewett TE, Krych AJ. (2017) Hamstring Autograft versus Patellar Tendon Autograft for ACL Reconstruction: Is There a Difference in Graft Failure Rate? A Meta-analysis of 47,613 Patients. *Clin Orthop Relat Res.* 2017 Oct;475(10):2459–2468. doi: 10.1007/s11999-017-5278-9.

Taberner, M., van Dyk, N., Allen, T., Jain, N., Richter, C., Drust, B., Betancur, E., & Cohen, D. D. (2020). Physical preparation and return to performance of an elite female football player following ACL reconstruction: a journey to the FIFA Women's World Cup. *BMJ open sport & exercise medicine*, 6(1), e000843. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2020-000843>

Thomas AC, Lepley LK, Wojtys EM, McLean SG, Palmieri-Smith RM.(2015). Effects of Neuromuscular Fatigue on Quadriceps Strength and Activation and Knee Biomechanics in Individuals Post-Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Healthy Adults. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2015 Dec;45(12):1042–50. doi: 10.2519/jospt.2015.5785.

Thompson S, Salmon L, Waller A, Linklater J, Roe J, Pinczewski L. (2015) Twenty-year outcomes of a longitudinal prospective evaluation of isolated endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autografts. *Am J Sports Med.* 2015 Sep;43(9):2164–74. doi: 10.1177/0363546515591263.



Turpeinen, J. T., Freitas, T. T., Rubio-Arias, J. Á., Jordan, M. J., & Aagaard, P. (2020). Contractile rate of force development after anterior cruciate ligament reconstruction—a comprehensive review and meta-analysis. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 30(9), 1572–1585. <https://doi.org/10.1111/sms.13733>

Uhorchak, J. M., Scoville, C. R., Williams, G. N., Arciero, R. A., St Pierre, P., & Taylor, D. C. (2003). Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets. *The American journal of sports medicine*, 31(6), 831–842. <https://doi.org/10.1177/03635465030310061801>

Undheim, M. B., Cosgrave, C., King, E., Strike, S., Marshall, B., Falvey, É., & Franklyn-Miller, A. (2015). Isokinetic muscle strength and readiness to return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction: is there an association? A systematic review and a protocol recommendation. *British journal of sports medicine*, 49(20), 1305–1310. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093962>

Von Porat, A., Roos, E. M., & Roos, H. (2004). High prevalence of osteoarthritis 14 years after an anterior cruciate ligament tear in male soccer players: a study of radiographic and patient relevant outcomes. *Annals of the rheumatic diseases*, 63(3), 269–273. <https://doi.org/10.1136/ard.2003.008136>

Walden, M., Hägglund, M., Magnusson, H., & Ekstrand, J. (2016). ACL injuries in men's professional football: a 15-year prospective study on time trends and return-to-play rates reveals only 65% of players still play at the top level 3 years after ACL rupture. *British journal of sports medicine*, 50(12), 744–750. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095952>

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

Wasserstein, D., Huston, L.J., Nwosu, S., Kaeding, C.C., Parker, R.D., Wright, R.W., Andrish, J.T., Marx, R.G., Amendola, A., Wolf, B.R. and McCarty, E.C., (2015). KOOS pain as a marker for significant knee pain two and six years after primary ACL reconstruction: a Multicenter Orthopaedic Outcomes Network (MOON) prospective longitudinal cohort study. *Osteoarthritis and cartilage*, 23(10), pp.1674-1684.

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

Wren, T. A. L., Mueske, N. M., Brophy, C. H., Pace, J. L., Katzel, M. J., Edison, B. R., Vandenberg, C. D., & Zaslow, T. L. (2018). Hop Distance Symmetry Does Not Indicate Normal Landing Biomechanics in Adolescent Athletes With Recent Anterior Cruciate



Ligament Reconstruction. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 48(8), 622–629. <https://doi.org/10.2519/jospt.2018.7817>

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

Yanagawa, T., Shelburne, K., Serpas, F., & Pandy, M. (2002). Effect of hamstrings muscle action on stability of the ACL-deficient knee in isokinetic extension exercise. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(9-10), 705–712. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(02\)00104-3](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00104-3)