

# Módulo 2. Cinética en la lesión del LCA, rehabilitación y RTS

## Unidad 2.1 Pruebas de salto-aterriaje con plataforma de fuerza en rehabilitación y RTS

### Introducción

Ni las medidas de la plataforma de fuerza ni la cinemática 3D forman parte de los criterios clásicos de evaluación del rendimiento físico clínico para la reincorporación al deporte (RTS) tras la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (RLCA) u otras lesiones de las extremidades inferiores. Tras la RLCA, las pruebas funcionales de salto son probablemente la medida de evaluación del rendimiento y los criterios de RTS más utilizados. Las pruebas de salto proporcionan una medida del rendimiento "funcional" de bajo costo y fácil aplicación, resultan ser un indicador global rudimentario del estado de la extremidad operada en relación con el lado sano mediante el índice de simetría de la extremidad (LSI), o con un punto de referencia sano anterior a la lesión para la extremidad lesionada, si se dispone de él. Sin embargo, como se destaca en el módulo 1, se ha cuestionado la capacidad de las pruebas de salto para cuantificar la función/déficit de la rodilla después de la RLCA, ya que los pacientes pos RLCA con baja asimetría en la distancia de salto pueden mostrar grandes déficits biomecánicos/neuromusculares en el despegue y el aterriaje del salto (Wren et al., 2018; Davies et al., 2020; Kotsifaki et al., 2020; Kotsifaki et al., 2022). Múltiples compensaciones en otras articulaciones de la parte inferior del cuerpo y el tronco pueden contribuir a la distancia de salto y potencialmente enmascarar déficits en la función de la rodilla (Kotsifaki et al., 2020; Kotsifaki et al., 2022). Además, al igual que las pruebas de salto sin plataformas de fuerza, ya que las pruebas de salto pueden proporcionar sólo resultados de distancia o altura respectivamente, sin informar qué parte de la cadena cinética, fase o cualidades neuromusculares están más comprometidas, su uso para informar sobre la rehabilitación dirigida a través de la vía es limitado. La dinamometría isocinética (IKD) proporciona una evaluación más directa y reveladora de la función de la rodilla (Nagai et al., 2020), pero factores como el costo económico del equipo, el costo del tiempo, las exigencias físicas de la prueba y la falta de portabilidad limitan en cierta medida el uso regular del dispositivo durante el proceso de rehabilitación. Del mismo modo, la cinemática 3D es un medio valioso para identificar y cuantificar los déficits específicos de las articulaciones en las evaluaciones de saltos y otros movimientos



pero posee limitaciones prácticas similares, como se destaca en el curso "Evaluación de la fuerza y una introducción a la cinemática". En este módulo, que se centra en el atleta en rehabilitación y RTS después de RLCA, analizaremos la información que puede obtenerse de la evaluación de las pruebas de salto-aterrizaje en plataformas de fuerza vGRF (ampliamente disponibles en entornos deportivos y clínicos) El acceso a las plataformas de fuerza vGRF no implica que el dinamómetro isocinético (IKD) o la cinemática 3D sean redundantes, ya que estas tecnologías proporcionan información complementaria específica de la articulación. Sin embargo, las plataformas de fuerza dual vGRF in situ favorecen el acceso a un medio de baja demanda física y de tiempo del atleta para cuantificar la producción de fuerza dinámica y sus derivados cinéticos y de movimiento vGRF durante diversas actividades de salto-aterrizaje. En la rehabilitación, esto proporciona un inmenso aumento de la capacidad para identificar estrategias compensatorias y déficits específicos de fase en excéntrica, concéntrica y de aterrizaje que no son evidentes a partir de la distancia/tiempo de salto o de los datos de altura de salto por sí solos. La posibilidad de aplicar con frecuencia esta prueba de baja exigencia y gran profundidad puede mejorar sustancialmente el rendimiento y la información del personal médico sobre el estado del atleta y su respuesta a cargas específicas. El seguimiento de los cambios cinéticos proporciona una retroalimentación rápida en la respuesta adaptativa en términos de calidad neuromuscular específica, fase y métricas relacionadas con la posición dentro de esta evaluación de triple extensión. A su vez, estos datos proveen información sobre posibles modificaciones en la prescripción de la carga, en caso de ser necesario. El módulo 2 del curso "Herramientas para la evaluación del rendimiento, las lesiones y la rehabilitación" presenta evaluaciones isométricas para medir la fuerza máxima y la velocidad de desarrollo de la fuerza en el contexto de atletas sanos y en rehabilitación, a las que haremos referencia más adelante en este curso en relación con las lesiones musculares y tendinosas. En el módulo 3 del curso "Caja de herramientas para la evaluación del rendimiento, las lesiones y la rehabilitación" se analizan casos de estudio que muestran los datos obtenidos tanto en salto-aterrizaje como en isometría en rehabilitación.

### ***Evaluación del salto con contramovimiento en la rehabilitación del LCA***

Como se propuso con respecto a las pruebas de salto-aterrizaje en el perfil y el seguimiento del atleta sano utilizando plataformas de fuerza, en la rehabilitación pos RLCA (y potencialmente otras lesiones de ligamentos), el salto con contramovimiento (CMJ) bilateral o de doble pierna (DL-CMJ) representa una evaluación central. El rendimiento de DL-CMJ se correlaciona con una serie de aspectos del rendimiento deportivo (Vescovi & McGuigan, 2008) y tiene gran valor en la monitorización (Claudino et al., 2017; Cohen & Kennedy, 2021). Es por eso que los deportistas sanos suelen realizarlo como parte de los procesos de perfilado y seguimiento. La familiaridad de los atletas con la evaluación es una de las consideraciones prácticas importantes que sustentan su implementación, e implica que es probable que haya más datos de referencia previos a la lesión en esta prueba que en la mayoría de las otras evaluaciones de salto-aterrizaje (Taberner et al., 2020; Cohen & Kennedy, 2021).



El DL-CMJ puede introducirse en una fase temprana del proceso de rehabilitación (Taberner et al., 2020). Esto se debe en parte a las menores demandas de carga en la rodilla lesionada, y potencialmente menos miedo asociado con la realización de otras evaluaciones de salto-aterrizaje, como el salto de caída de doble pierna (DLDJ), el CMJ de una sola pierna (SLJ) y el salto de caída de una sola pierna (SLDJ). Estas pruebas más exigentes (discutidas en otras partes del certificado y en el contexto de la rehabilitación en el módulo de herramientas) se pueden integrar más tarde, con la evaluación DL-CMJ retenida como una constante a través de la vía y en el seguimiento pos RTS y retorno a la competición (RTC).

Se ha sugerido que la DL-CMJ podría realizarse a las 8 semanas de la intervención de RLCA (Impellezeri et al, 2007). También se puede utilizar pruebas de esfuerzo submáximo que proporcionan información útil, como se destaca en el módulo "Caja de herramientas para la rehabilitación". Criterios sugeridos para realizar la prueba:

- Extensión y flexión completa de la rodilla
- Sin dolor ni derrame en la rodilla
- Soportar peso normal, caminar, subir escaleras y sentarse en cuclillas tolerando el peso del propio cuerpo

Al igual que en el caso del atleta sano, la designación del CMJ como central se basa en consideraciones tanto prácticas como técnicas (las primeras se tratan con más detalle en la "Caja de herramientas para la rehabilitación").

El objetivo de este módulo es describir los aspectos técnicos del DL-CMJ; los tipos de datos y conocimientos que pueden obtenerse con la evaluación del CMJ con plataforma de fuerza vGRF en rehabilitación, basándonos en pruebas publicadas y no publicadas. Se espera que el alumno se familiarice con algunas de las características de las pruebas, sepa distinguir qué variables de estas evaluaciones se ven afectadas por el RLCA y cómo, y conozca los valores esperados y las respuestas al acondicionamiento. La interpretación de estos datos y los casos de estudio que muestran el tipo de información que proveen para la toma de decisiones dentro y más allá del proceso de rehabilitación se encuentran en el módulo de herramientas para la rehabilitación. En ese módulo también se describen y analizan los datos obtenidos con algunas de las otras herramientas de diagnóstico de F & P, como el SLJ y el DL-DJ. Como se destaca en el curso "Evaluación de la fuerza e introducción a la cinemática", una comprensión profunda de lo que se puede obtener de la cinética derivada de la prueba de dosis mínima que representa el DL-CMJ es fundamental para la selección y el uso adecuados de otras pruebas de salto-aterrizaje y un análisis neuromuscular y biomecánico más detallado y específico de la articulación a través de la dinamometría isocinética y la cinemática 3D.

### ***El DL-CMJ en la rehabilitación***

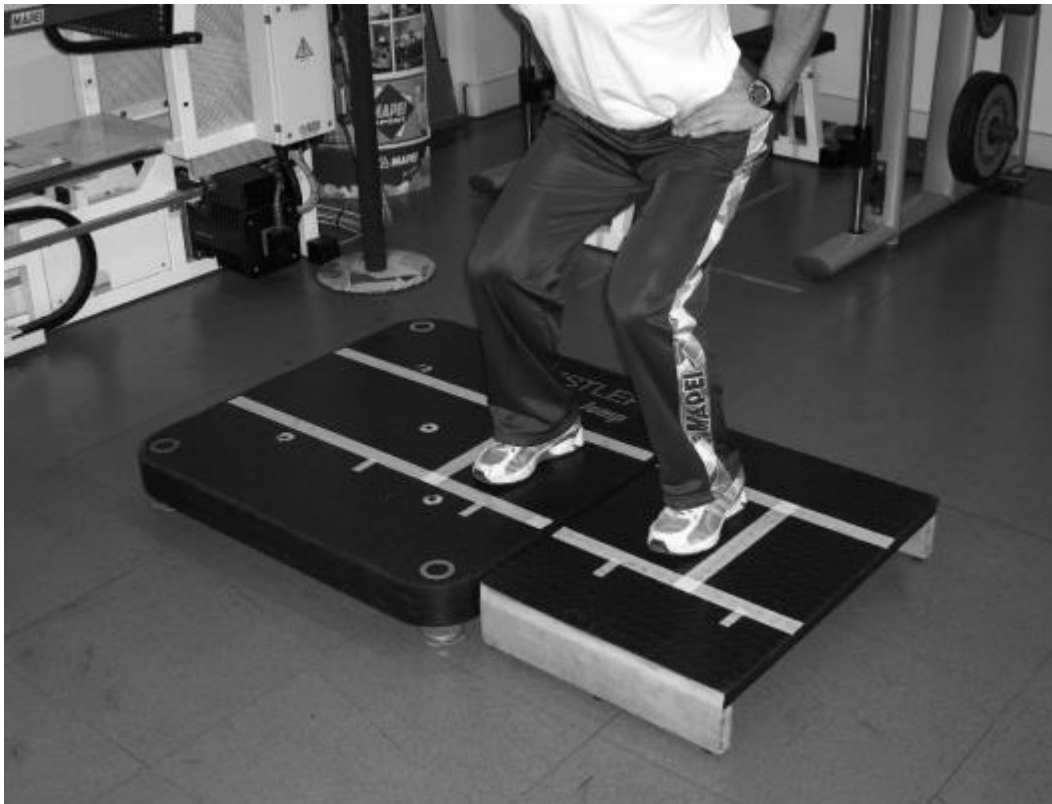
La primera aparición de la DL-CMJ en la literatura en el contexto de la rehabilitación fue el trabajo de Impellezeri et al. (2007), que examinó las asimetrías de fuerza en futbolistas



profesionales masculinos. En este estudio, Impellerezi et al. examinaron la asimetría de la fuerza máxima DL-CMJ entre extremidades (ILA) en una amplia muestra de futbolistas profesionales. También evaluaron a un subconjunto de atletas masculinos y femeninos en rehabilitación entre 8 y 12 semanas después de la RLCA, y de nuevo entre 7 y 9 semanas después. Determinaron las correlaciones entre la fuerza máxima DL-CMJ, la extensión isocinética de la pierna y las asimetrías de la fuerza isométrica de la prensa de pierna, encontrando una fuerte correlación significativa con la prueba isométrica de prensa de pierna ( $r= 0,83$ ;  $P < 0,001$ ) y correlaciones moderadas significativas entre la fuerza máxima ILA de CMJ y la fuerza máxima ILA isocinética concéntrica del extensor de rodilla a  $60^\circ/s$  y  $240^\circ/s$  ( $r= 0,48$ ;  $P < 0,001$ ). Basándose en las reducciones significativas de la asimetría de la fuerza máxima, del  $23 \pm 3\%$  al  $10 \pm 4\%$  en el componente de rehabilitación del estudio, también concluyeron que la DL-CMJ era sensible para detectar déficits en la fuerza extensora tras la RLCA y capaz de cuantificar mejoras en la asimetría entre extremidades (ILA) y en el rendimiento de las extremidades implicadas (que aumentó significativamente de  $725 \pm 117$  a  $980 \pm 145$  Newtons) durante la rehabilitación. Además, obtuvieron una buena fiabilidad de la prueba interdiaria de la asimetría de la fuerza máxima en una muestra mixta de atletas sanos.

En particular, este estudio mostró una DL-CMJ realizada utilizando una única plataforma y una caja de madera de altura similar, con un pie sobre la plataforma de fuerza y el otro sobre la plataforma de madera. El atleta tenía que realizar las pruebas mirando en la otra dirección para obtener datos sobre la otra extremidad, ya que el rendimiento se registraba en una sola extremidad a la vez.

**Figura 1: Ensayo DL-CMJ realizado con plataformas de fuerza simples. Una pierna sobre una plataforma de fuerza (pierna derecha) y una pierna sobre la plataforma de madera "ficticia" (pierna izquierda).**



Fuente: Impellizzeri et al. (2007). p.2046

Esta configuración no se propuso como la forma ideal de recoger ILA, ya que a diferencia de los sistemas de plataforma dual, los perfiles de fuerza de las extremidades izquierda y derecha no se recogen simultáneamente. Sin embargo, esto fue antes de que los sistemas de plataforma dual fueran omnipresentes y era un enfoque pragmático que reconocía que, debido al costo de las plataformas de fuerza en aquel momento, si bien los equipos deportivos y las clínicas podían tener acceso a una única plataforma de fuerza, era poco probable que tuvieran acceso a dos. Si bien hoy en día la mayoría de las plataformas de fuerza utilizadas en entornos deportivos y clínicos se adquieren como pares o plataformas dobles, los profesionales pueden aplicar este protocolo y remitirse a este estudio si disponen de una única plataforma.

### ***Evolución del análisis de la asimetría cinética del CMJ***

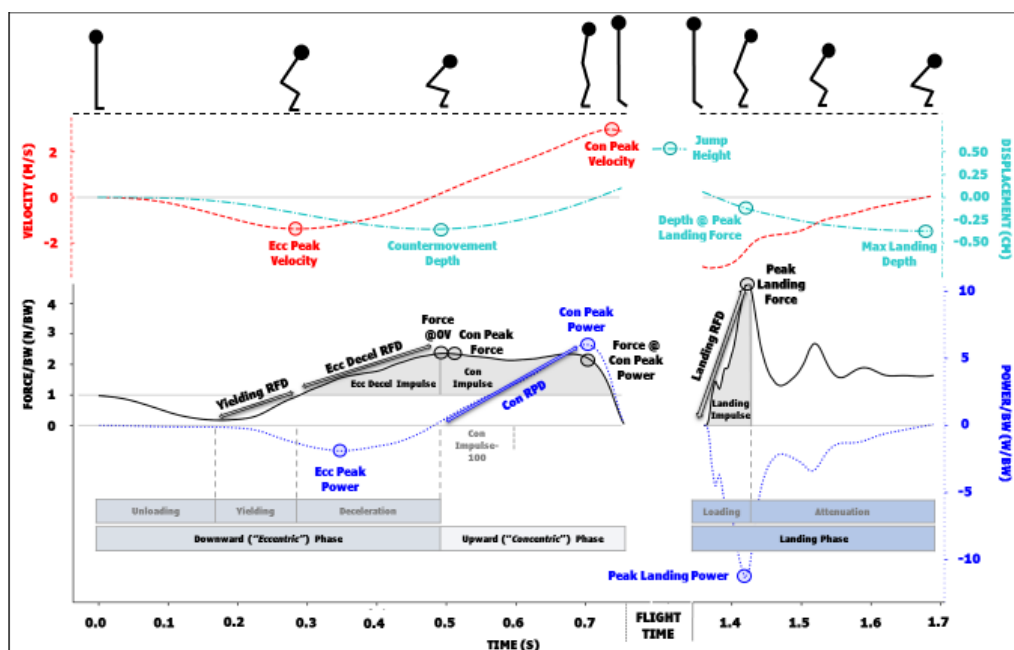
Tras el trabajo de Impellizzeri et al., y el más reciente acceso generalizado a los sistemas de plataforma de fuerza dual, ha crecido el interés por examinar el efecto de la lesión, el progreso de la rehabilitación no sólo en la fuerza máxima (con mayor frecuencia localizada durante o al inicio de la fase concéntrica/ascendente), sino también la ILA en las métricas DL-CMJ de las otras fases del movimiento. La exploración de la ILA cinética en otras evaluaciones de salto-aterrizaje, (se discute en el módulo "Caja de herramientas para la rehabilitación") ha sido

menos extensa. Sin embargo, el repertorio de métricas DJ-CMJ ILA es sustancial, con valores reportados en futbolistas profesionales y de élite, y atletas masculinos multideporte durante la rehabilitación (Miles et al., 2019; Read et al., 2020; Cohen et al., 2020), en atletas masculinos (Cohen et al., 2014; Jordan et al., 2015; Hart et al., 2019) y femeninos (Jordan et al., 2015; Collings et al., 2022) tras una RTC posterior a una lesión y en atletas sanos de sexo femenino (Bishop et al., 2020; Collings et al., 2022) y masculino (Menzel et al., 2012; Cohen et al., 2014; Miles et al., 2019; Hart et al., 2019; Read et al., 2022; Bishop et al., 2022) sin antecedentes recientes de lesiones graves. Además, el análisis de forma de onda (Richter et al., 2014) y otras técnicas estadísticas punto por punto (Baumgart et al., 2017b) se utilizan para identificar las regiones del ciclo de salto-aterrizaje que difieren entre la extremidad sana y RLCA y / o versus controles sanos "agnósticamente" (es decir, independiente de variables / fases predefinidas).

### Recuento de las ILAs

Si ya has realizado el curso "Evaluación de la fuerza e introducción a la cinemática" de este certificado, estarás familiarizado con la terminología de las fases del CMJ y con una serie de variables bilaterales derivadas de las curvas fuerza-tiempo, potencia-tiempo, velocidad-tiempo y desplazamiento-tiempo y de los impulsos y duraciones que se muestran en la figura 2.

Figura 2: DL-CMJ



Cohen & Kennedy, NSCA: Essentials of Sports Science (2021)

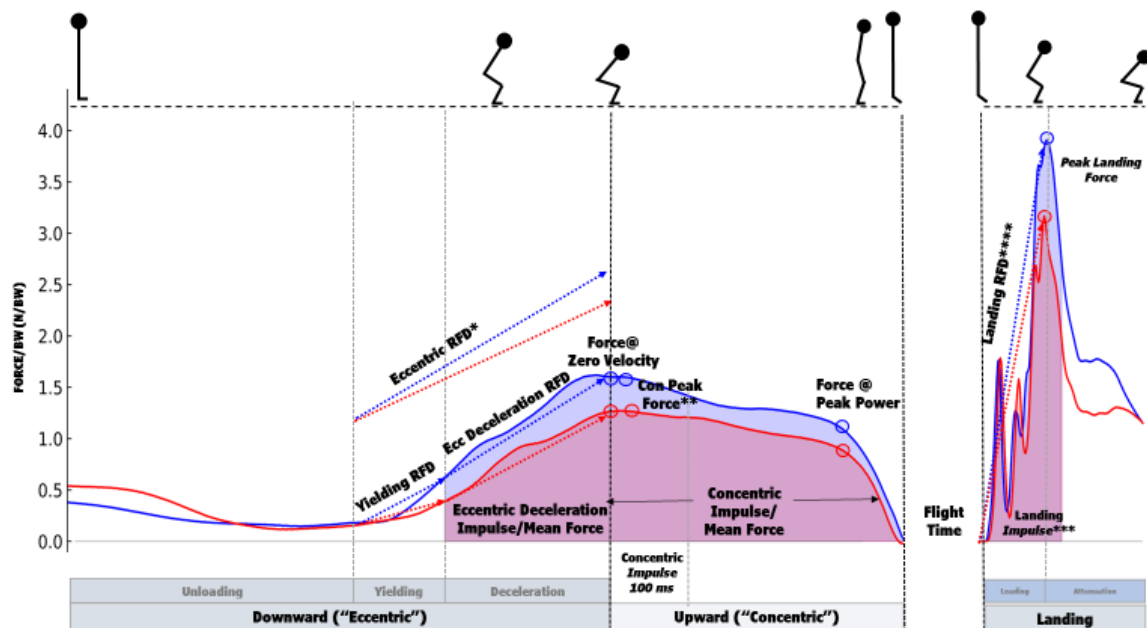
Fuente: adaptado de Cohen & Kennedy, 2021 (NSCA)



Original	Traducción
Force/sw (N/BW)	Fuerza/sw (N/BW)
Velocity (M/S)	Velocidad (M/S)
Ecc Peak Velocity	Pico de Velocidad Ecc
Yielding RFD	Rendimiento RFD
Exx Decel RFD	Decel RFD Exx
Force @ OV	Fuerza - OV
Con Peak Force	Pico de Fuerza Máxima Con
Con Impulse	Impulso Con
Ecc Decel Impulse	Impulso Decel Ecc
Ecc Peak power	Potencia máxima Ecc
Con RPD	RPD Con
Unloading	Descarga
Yielding	Cediendo
Deceleration	Desaceleración
Downward ("Eccentric") Phase	Fase descendente ("excéntrica")
Upward ("Concentric") Phase	Fase ascendente ("concéntrica")
Countermovement Depth	Profundidad del contramovimiento
Con Peak Velocity	Pico de Velocidad Con
Jump Height	Altura de salto
Depth @ Peak Landing Force	Profundidad - Fuerza máxima de aterrizaje
Force @ Con Peak Power	Fuerza a Potencia máxima Con
Pleak Landing Power	Pico de Potencia de aterrizaje
Peak Landing Force	Fuerza máxima de aterrizaje
Landing RFD	Aterrizaje RFD
Landing Impulse	Impulso de aterrizaje
Landing	Aterrizaje
Attenuation	Atenuación
Landing Phase	Fase de aterrizaje
Max Landing Depth	Profundidad máxima de aterrizaje
Pwer/BW (W/BW)	Pwer/BW (W/BW)
Displacement (CH)	Desplazamiento (CH)
Time (s)	Tiempo (s)
Flight time	Tiempo de vuelo

Ahora nos centramos en la ILA cinética derivado del DL-CMJ, utilizado para describir los déficits/ILA durante la rehabilitación y la RTS y los "déficits residuales" después de la RTS y el regreso a la competición (RTC). Estas ILA también pueden utilizarse en la elaboración de perfiles de atletas sanos, ya que hay evidencia prospectiva de que las asimetrías más elevadas en métricas específicas están asociadas con el riesgo de lesiones (Malaver et al., 2019; McSweeney et al., 2022; Cohen et al., inédito), que se analizan en el módulo "Caja de herramientas para la rehabilitación". La evaluación de la plataforma de fuerza vGRF permite la caracterización válida de las asimetrías derivadas de la curva fuerza-tiempo izquierda y derecha a través de DL-CMJ, es decir, fuerza máxima y media, RFD e impulso. Las curvas de velocidad, potencia y desplazamiento que se generan con las plataformas vGRF y las duraciones de fase, describen el centro de masa (COM) o la posición de todo el cuerpo. Por lo tanto, las asimetrías no se calculan para estas métricas.

Figure 3: Fases CMJ con asimetrías cinéticas CMJ seleccionadas



Fuente: elaboración propia.

BW=peso corporal; N=Newtons; RFD=Tasa de desarrollo de la fuerza; Con=Concéntrico; Ecc= Excéntrico

\*La RFD excéntrica se muestra en esta posición para mayor claridad visual, pero se calcula desde el inicio de la fase de cesión excéntrica hasta el final de la fase de desaceleración excéntrica (es decir, se trata de una RFD excéntrica global que incluye ambas fases).

\*\*El pico de fuerza máxima concéntrica se muestra en esta posición, pero puede aparecer en otros puntos a lo largo de la fase concéntrica, dependiendo de la forma de la onda.

\*\*\*El impulso de aterrizaje puede calcularse en varios puntos temporales, como 0-40 o 0-70 ms, hasta la fuerza máxima o hasta el desplazamiento máximo.

\*\*\*\*La RFD de aterrizaje se muestra calculada desde el impacto hasta la fuerza máxima de aterrizaje, pero también puede calcularse hasta la potencia máxima de aterrizaje o en periodos más cortos, como 0-40 o 0-70 ms.

Original	Traducción
Force/sw (N/BW)	Fuerza/sw (N/BW)
Eccentric RFD*	RFD excéntrica*
Yielding RFD	Rendimiento RFD
Ecc Deceleration RFD	Desaceleración Ecc RFD
Force @ Zeri Velocity	Fuerza a Velocidad Zeri
Con Peak Force**	Pico de fuerza máxima concéntrica**
Eccentric Deceleration Impulse/Mean Force	Desaceleración excéntrica Impulso/Fuerza media
Unloading	Descarga
Yielding	Cediendo
Deceleration	Desaceleración
Downward ("Eccentric")	Inferior ("Excéntrico")
Concentric Impulse/Mean Force}	Impulso concéntrico/Fuerza media
Concentric Impulse 100 ms	Impulso concéntrico 100 ms
Force @ Peak Power	Fuerza a potencia máxima
Upward ("Concentric")	Superior ("Concéntrico")

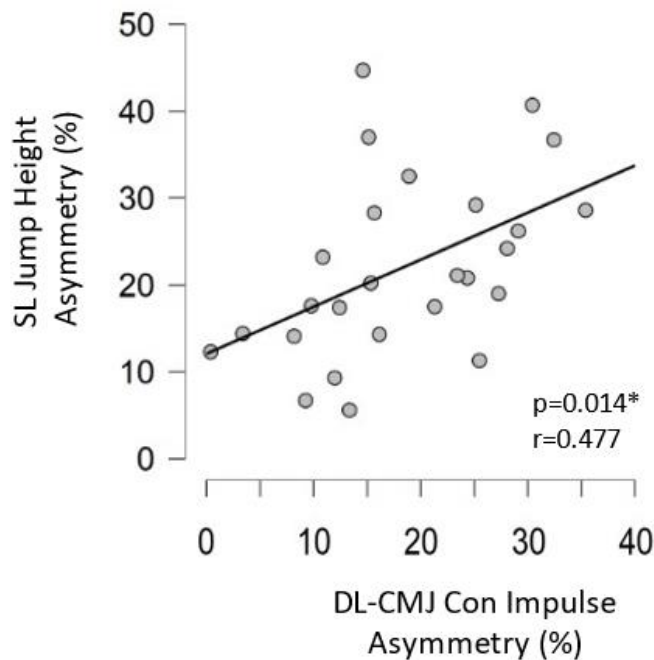
Flight Time	Tiempo de vuelo
Landing RFD****	Aterrizaje RFD****
Peak Landing Force	Fuerza máxima de aterrizaje
Landing Impulse ***	Impulso de Aterrizaje***
Landing	Aterrizaje
Loading	Cargando
Attenuation	Atenuación

Esta visualización muestra el uso de los valores máximos de las extremidades izquierda y derecha para calcular la ILA de la fuerza máxima concéntrica y de aterrizaje, y que éstos pueden producirse en diferentes puntos temporales. Un enfoque alternativo consiste en calcular la asimetría de la fuerza máxima en el vGRF máximo, lo que puede generar un resultado diferente. A pesar de estar potencialmente influenciadas por rendimientos asimétricos en otras articulaciones de la cadena cinética, las ILA derivadas de vGRF se asocian significativamente con momentos implicados de rodilla más bajos y trabajo de rodilla en pacientes pos RLCA ( $r_2 \geq 0,78$ ,  $P < 0,01$ ) (Dai et al., 2014). Estas asimetrías derivadas de la tarea DL salto-aterrizaje también se han descrito como "estrategias compensatorias" (Dai et al., 2014; Baumgart et al, 2017) para distinguirlas de las asimetrías de fuerza obtenidas en pruebas de una sola extremidad, una distinción que se analiza más adelante. La compensación entre extremidades o las estrategias de "evitación" en la DL-CMJ (y otras pruebas de DL-salto-aterrizaje) que se manifiestan como vGRF más bajos en la extremidad implicada parecen representar una adaptación protectora del sist. nervioso central destinada a atenuar la carga de la rodilla reconstruida (Baumgart et al., 2017) u otra lesión de los tejidos blandos, desplazando la carga hacia el lado no implicado. También pueden atribuirse a una función neuromuscular alterada, déficits de fuerza, reducción de la amplitud de movimiento, dolor y miedo a volver a lesionarse (Sigward et al., 2018).

Con respecto a las ILA determinadas en el DL-CMJ frente al CMJ de una sola pierna, es importante destacar que aunque los valores se correlacionan (figura 4), esta correlación es sólo moderada y, a nivel individual, las asimetrías en la misma métrica pueden diferir tanto en magnitud como en dirección. Las causas potenciales y la interpretación de esta divergencia se discuten en el módulo "Caja de herramientas para la rehabilitación".



Figura 4: Correlación entre DL-CMJ y SLJ ILA % en futbolistas profesionales durante la rehabilitación pos RLCA



SL=salto con contramovimiento simple

Fuente: Elaboración propia (estudio SGP-LCA)

Original	Traducción
SL Jump Height Adymmetry (%)	SL Altura de salto Adimetría (%)
DL-CMJ Con Impulse Asymmetry (%)	DL-CMJ Impulso Asimetría Con (%)

La figura 3 muestra varias de las métricas ILA que pueden utilizarse para caracterizar las diferencias entre extremidades en cuanto a cualidades neuromusculares, fases y/o en puntos temporales específicos. Esta importante lista de métricas ILA puede parecer abrumadora o redundante, con variables que caracterizan a la misma fase. De hecho, las limitaciones de tiempo sumado a la necesidad de procesar y considerar una variedad de datos más allá de los resultados cinéticos de las evaluaciones de salto-aterrizaje en un entorno de alto rendimiento (particularmente en deportes de equipo) exige un enfoque menos exhaustivo (en jugadores sanos). Cuando se perfila un equipo completo o un grupo grande de atletas sanos para obtener una imagen global de la ILA en cada fase, el profesional no informa ni evalúa todas estas métricas y en cambio utiliza una ILA de las fases concéntrica/ascendente y de aterrizaje, y dos de la fase excéntrica/descendente.



Sin embargo, por razones prácticas y técnicas, resulta útil conocer y justificar el uso de una gama más amplia de variables cuando se trabaja con un solo deportista durante la rehabilitación ya que:

- 1) se dispone de más tiempo para comprender el estado y las tendencias de los jugadores y, dado que los jugadores lesionados son, por definición, más vulnerables, se justifica una inspección más exhaustiva de los déficits y las capacidades
- 2) hay poco tiempo para preparar al deportista para que se exponga a las exigencias de la competición y recupere/potencialmente supere sus niveles anteriores de rendimiento neuromuscular, lo que justifica un examen exhaustivo tanto de los déficits como de la eficacia del reacondicionamiento específico (¿la carga está potenciando las adaptaciones previstas?)
- 3) Las lesiones pueden ser una "oportunidad" no solo para rehabilitar el área de la lesión, sino también para desarrollar otras cualidades neuromusculares relevantes para el rendimiento y/o la solidez.

Las diferentes métricas pueden proporcionar información sobre cualidades neuromusculares específicas, sub-fases o puntos dentro del ciclo salto-aterrizaje.

Por ejemplo, dentro de la fase concéntrica, se puede evaluar:

- **Impulso concéntrico / fuerza media concéntrica:** representa la asimetría de fuerza global a lo largo de la fase.  
Nota: los impulsos y las asimetrías de fuerza tendrán el mismo valor de ILA% pero diferentes unidades, y se puede utilizar cualquiera de los dos.
- **Fuerza máxima concéntrica;** la fuerza instantánea máxima dentro de la fase concéntrica/ascendente puede producirse, dependiendo de la forma de onda del atleta, al principio, mitad o hacia la última parte de la fase (véase el curso "Evaluación de la fuerza e introducción a la cinemática", Módulo 1, para las clasificaciones de las formas de onda), y su posición puede cambiar durante la rehabilitación como consecuencia de alteraciones en la forma de la onda.
- **Impulso concéntrico-100;** impulso calculado durante los primeros 100 ms de la fase. Representa el impulso temprano de la fase superior desde una perspectiva de desplazamiento (es decir, saliendo de la posición más baja durante la fase superior) y desde una perspectiva de calidad neuromuscular, como una métrica más limitada en el tiempo, que refleja una rápida producción de fuerza.
- **Fuerza en el pico de potencia concéntrica;** al igual que el pico de fuerza, la asimetría en un único punto, pero a diferencia del pico de fuerza concéntrico, debido a que está anclado a la posición del pico de potencia concéntrica, esta métrica siempre refleja la ILA cerca de la extensión completa de la rodilla y el inicio de la flexión plantar, donde se produce el pico de potencia concéntrico.

La figura no muestra otras divisiones de sub-fase que pueden resultar útiles como por ejemplo: ILA para el impulso concéntrico P1 y P2 (1º y 2º 50% temporal de la fase concéntrica, respectivamente) o para la potencia pre-pico del impulso frente a la potencia pos-pico del impulso. Futuros estudios pueden identificar las métricas más sensibles a los tipos específicos de lesiones o al tipo de injerto utilizado para RLCA (discutido abajo).

### ***Asimetrías en la rehabilitación: una pieza del rompecabezas cinético***

Con respecto al valor de la DL-CMJ y otros datos cinéticos y de rendimiento de salto-aterrizaje para informar sobre el estado y el progreso del estado neuromuscular durante la rehabilitación, los porcentajes de ILA son un marcador de alto nivel y se debe poner igual o mayor énfasis en las tendencias de la producción absoluta tanto de la extremidad lesionada como de la no lesionada. También es importante considerar las tendencias en el porcentaje de ILA de determinadas métricas de DL-CMJ en el contexto de las tendencias en las métricas totales/COM. Por ejemplo: la RFD de desaceleración excéntrica junto con la velocidad máxima excéntrica, la profundidad del contramovimiento y la asimetría de la fuerza máxima de aterrizaje junto con la vGRF de aterrizaje y la vGRF de aterrizaje relativa a la altura del salto. Tal como en el seguimiento de los atletas sanos, además de informar sobre los resultados convencionales del rendimiento (es decir, la altura del salto y el pico de potencia concéntrica), también deben examinarse las métricas cinéticas bilaterales. Al igual que con el atleta sano, las tendencias en el rendimiento y los resultados cinéticos pueden divergir, proporcionando información adicional sobre las alteraciones subyacentes en cualidades/fases y sub-fases neuromusculares específicas. Por otra parte, además del cálculo de las métricas consideradas como cualidades neuromusculares, el desplazamiento y la velocidad de todo el cuerpo (COM) durante las fases excéntrica, concéntrica y de aterrizaje proporcionan una cinemática "indirecta" (es decir, la posición del COM no específica de la articulación). La integración e interpretación de estos datos cinéticos y de rendimiento bilateral, la producción izquierda y derecha y las asimetrías ILA se desarrollan en el módulo "Caja de herramientas para la rehabilitación".

### ***Métricas de la ILA: qué valores esperar***

Aunque, como se ha mencionado anteriormente, en la bibliografía se informa de una serie de ILA de DL-CMJ para atletas en rehabilitación tras una RLCA, como los valores y el análisis de una serie de métricas de ILA de posible interés siguen sin publicarse, también mostraremos los resultados de un análisis exhaustivo de futbolistas profesionales durante la rehabilitación tras una RLCA. Este estudio (denominado SGP-LCA) fue un análisis exploratorio de los datos de jugadores profesionales en el programa de rehabilitación residencial de la asociación de futbolistas profesionales de St. George's Park (SGP) para determinar las métricas que distinguían con más fuerza la RLCA del jugador sano y, en segundo lugar, si estos resultados diferían según el tipo de injerto.



Si bien se trata con más detalle en la sección "Cálculo y expresión de las asimetrías", es pertinente destacar que los porcentajes de ILA generalmente se calculan utilizando una de las dos fórmulas que dan como resultado diferentes valores en %.

**Asimetría de fuerza bilateral (BSA)** (Impellizzeri et al., 2007): (miembro más fuerte - miembro más débil) / (miembro más fuerte) x 100

**Índice de asimetría bilateral-1 (BAI-1)** (Kobayashi et al., 2013): (extremidad más fuerte - extremidad más débil) / (extremidad más fuerte + extremidad más débil) x 100

*Nótese que más fuerte y más débil se refieren a valores más altos y más bajos respectivamente*

La Tabla 1a,b,c a continuación proporciona datos de ILA de 39 futbolistas profesionales pos RLCA, una media de 5,3 meses pos RLCA, en comparación con 24 "controles" sanos de nivel similar. Los valores de todas las variables son la media y la SD para el % de asimetría absoluta (calculada utilizando el BSA) y las comparaciones realizadas entre los grupos RLCA y sanos y el tamaño del efecto (ES) para la diferencia determinada (ES de 0,2-0,5 = pequeño, 0,5-0,8 = moderado, 0,8-1,2 = gran diferencia y >1,2 = muy grande). La comparación con los controles sanos es importante ya que cabría esperar cierto grado de ILA en estos deportistas, y el objetivo es distinguir la ILA provocada por lesiones de la ILA "normal".

La Tabla 1a muestra que para toda la fase excéntrica/descendente examinada, la ILA fue significativamente mayor en los jugadores pos RLCA que en los de control. Sin embargo, estas métricas muestran magnitudes de diferencia sustancialmente diferentes. En particular, la RFD de desaceleración excéntrica presentó la mayor diferencia de magnitud de efecto entre jugadores lesionados y sanos, más del doble que la del impulso de desaceleración excéntrica. Nótese también que si bien la RFD de desaceleración excéntrica tuvo la mayor magnitud de ILA porcentual en los jugadores RLCA (31,5%), también fue grande en los jugadores de control (21,7%), y como tal, la diferencia y la "sensibilidad" a la lesión fue menor que otras métricas de fase descendente.

**Tabla 1 (a,b,c): Asimetrías DL-CMJ en futbolistas profesionales 5 meses después de la RLCA (n=39) frente a controles (n=24).**

*a. Métrica excéntrica / fase descendente*

Métrica	Control	LCA	Valor P	Magnitud del efecto
Rendimiento RFD	21.7 (20.5)	31.5 (16.4)	0.04*	0.54



<b>Desaceleración RFD</b>	9.6 (8.9)	28.8 (17.1)	<0.001***	1.32
<b>RFD excéntrico</b>	13.4 (11.5)	22.8 (13.3)	0.01**	0.75
<b>Impulso de desaceleración</b>	11.7 (10.2)	18.3 (13.0)	0.04*	0.55
<b>Fuerza a Velocidad</b>	10.3 (8.8)	18.4 (10.6)	0.003***	0.81

Fuente: Elaboración propia

Todas las variables de la fase concéntrica/ascendente mostraron diferencias significativas de magnitud del efecto de grandes a muy grandes, a pesar de los valores % absolutos más bajos en los jugadores con RLCA que los observados en la fase concéntrica/descendente. La ILA mucho más baja en esta fase en los jugadores sanos subyace a la alta sensibilidad de las métricas en esta fase a los efectos del RLCA. Fuerza a potencia máxima mostró la mayor diferencia de ES.

### 1.b Métricas de fase concéntrica/ascendente

<b>Métrica</b>	<b>Control</b>	<b>LCA</b>	<b>Valor P</b>	<b>Magnitud del efecto</b>
<b>Impulso</b>	5.9 (4.2)	18.3 (8.8)	<0.001***	1.67
<b>Impulso-100</b>	8.0 (6.8)	17.8 (9.9)	<0.001***	1.10
<b>Fuerza máxima</b>	22.8 (13.3)	13.4 (11.5)	< 0.001***	1.34
<b>Fuerza a Máxima Potencia</b>	4.2 (2.9)	17.9 (8.9)	<0.001***	1.89

Fuente: Elaboración propia

En la fase de aterrizaje, la fuerza máxima de aterrizaje fue la que más diferenció a los jugadores RLCA de los sanos entre algunas de las métricas típicas de aterrizaje examinadas. Nótese también que la ILA impulso de tiempo limitado en el aterrizaje (impulso 70 ms) presentó un valor sustancialmente mayor en los jugadores pos RLCA (36,7%) que el impulso general (24,3%), pero valores similares en los controles, lo que corresponde a una diferencia mayor de magnitud del efecto (1,18 frente a 0,85).

### 1.c Métricas de la fase de aterrizaje

Aterrizaje	Control	LCA	Valor P	Magnitud del efecto
<b>Impulso</b>	13.3 (9.0)	24.3 (14.8)	0.002**	0.85
<b>Impulso 70 ms</b>	14.5 (8.7)	36.7 (22.8)	<0.001***	1.18
<b>Fuerza máxima</b>	10.0 (6.5)	25.7 (16.9)	<0.001***	1.13
<b>RFD</b>	10.7 (7.4)	29.5 (21.2)	< 0.001**	1.0

Fuente: Elaboración propia

Además de los casos de estudio comentados en el módulo "Caja de herramientas para la rehabilitación", existen pocos ejemplos más de valores (calculados mediante BSA) para estas métricas en deportistas sometidos a rehabilitación tras RLCA con los que comparar estos resultados y determinar si estos valores son generalizables y pueden utilizarse como guía u objetivo en relación con otros deportistas sometidos a rehabilitación tras RLCA. El uso de datos normativos externos en el proceso de rehabilitación y las trayectorias de mejora también se desarrollan en el módulo "Caja de herramientas para la rehabilitación".

Read et al., 2020 obtuvieron métricas de rendimiento DL-CMJ (altura de salto y potencia máxima) y rendimientos de aterrizaje excéntricos y concéntricos y máximas seleccionadas de miembros involucrados y no involucrados e ILA% en una muestra grande de jugadores profesionales de Qatar en diferentes momentos de su rehabilitación pos-RLCA (n=166) y en otra muestra grande de jugadores de control sanos (n=204) probablemente representativa de la misma liga. No es un estudio longitudinal que sigue a los mismos jugadores a lo largo de la rehabilitación, sino que presenta datos de diferentes jugadores evaluados en diferentes etapas de la rehabilitación; <6 meses (media de 19,5 ± 1,9 semanas), 6-9 meses (media de



29,1 ± 3,2 semanas), >9 meses (46,0 ± 6,7 semanas). Los datos de ILA% que presenta no son directamente comparables con los de Hart, Cohen et al., 2020 o SGP-LCA, ya que las ILA se calcularon utilizando el BAI. Esto también se aplica a los cuartiles de asimetría por punto de tiempo que proporcionan como datos de referencia potenciales con los cuales clasificar un valor dado de ILA determinada en un atleta RLCA (o sano) bajo su cuidado. No obstante, proporciona información útil sobre las "tendencias" neuromusculares de DL-CMJ durante la rehabilitación pos RLCA. En la tabla 2a., los datos publicados se muestran para ILA, en la tabla 2.b, hemos estimado (convertido) estos valores a BSA ILA para una comparación más fácil con la otra literatura citada.

**Tabla 2: ILA en futbolistas profesionales en diferentes fases de rehabilitación frente a controles de futbolistas sanos**

Valores de Read et al., 2020 (calculados con BAI-1)				
	< 6 meses	6-9 meses	> 9 meses	sano
<b>Impulso concéntrico</b>	11.3±5.8 (9.1-13.4)	9.6 ± 5.6 (8.2-10.9)	7.4 ± 5.1 (6.0-8.8)	2.8 ± 1.8 (2.5-3.1)
<b>Fuerza máxima concéntrica</b>	9.3 ± 5.0 (7.4-11.1)	8.0 ± 4.3 (6.9-9.0)	6.6 ± 4.2 (5.5-7.7)	3.0 ± 2.1 (2.7-3.3)
<b>Impulso excéntrico de desaceleración</b>	10.4 ± 7.2 (7.7-13.0)	10.2 ± 6.2 (8.7-11.6)	8.5 ± 5.8 (6.8-10.0)	6.0 ± 4.5 (5.3-6.5)
<b>RFD desacceleración excéntrica</b>	17.3 ± 11.6 (13.0-21.5)	15.3 ± 12.8 (12.2-18.3)	14.7 ± 11.1 (11.6-17.6)	8.6 ± 7.4 (7.6-9.6)
<b>Fuerza máxima de aterrizaje</b>	15.8 ± 12.4 (11.2-20.3)	13.8 ± 11.3 (10.8-16.8)	11.2 ± 8.8 (8.7-13.5)	8.7 ± 6.6 (7.6-9.6)



Los datos son la media $\pm$ desviación estándar (intervalos de confianza inferior y superior)				
Read et al., 2020 datos convertidos de BAI-1 a BSA (solo valores medios)				
	< 6 meses	6-9 meses	> 9 meses	sano
<b>Impulso concéntrico</b>	20.5	17.5	14.0	5.5
<b>Fuerza máxima concéntrica</b>	17.0	15.0	12.5	6.0
<b>Impulso excéntrico de desaceleración</b>	19.0	18.5	15.5	11.5
<b>RFD desacceleración excéntrica</b>	29.5	26.5	25.5	16.0
<b>Fuerza máxima de aterrizaje</b>	27.5	24.5	20.0	16.0

Es notable que, mientras que para todas las ILA cinéticas evaluadas la magnitud media de la ILA fue más baja cuanto más tiempo transcurrió de la cirugía, incluso el grupo de >9 meses (jugadores que estaban en promedio a 10,5 meses de la cirugía) las ILA cinéticas excéntricas, concéntricas y de la fase de aterrizaje fueron significativamente más altas que las observadas en los controles sanos emparejados. En cuanto a las variables de rendimiento bilateral en este grupo (altura de salto y potencia máxima), los valores fueron significativamente más bajos que los observados en los controles. De este modo, aunque se observó una ILA significativamente inferior y un mayor rendimiento bilateral al comparar a algunos de los que se encontraban más avanzados en el proceso de rehabilitación (>6 meses) que los de <6 meses, en general los valores no fueron significativamente mejores en el grupo de >9 meses. Solo la fuerza máxima concéntrica y el impulso mostraron una ILA significativamente inferior en >9 frente a <9 meses después de la RLCA. Sin embargo, la ILA de impulso concéntrico



elevado fue la métrica que más consistentemente diferenció a los RLCA de los de control y se asoció más con la RLCA en esta cohorte.

Resulta curioso que los valores de impulso de desaceleración excéntrica a >9 meses no fueron significativamente diferentes de los de los individuos sanos. Sin embargo, la tasa de desarrollo de fuerza excéntrica (una métrica de la misma sub-fase) fue significativamente menor, en consonancia con los hallazgos de SGP-LCA (tabla 1a anterior) y en futbolistas previamente lesionados que se muestran en la tabla 5 (Hart et al., 2019), así como con casos de estudio de la literatura (Taberner et al., 2020) y presentados en el módulo "Caja de herramientas para la rehabilitación". Esta distinción sugiere que la capacidad de reducir fuerzas a un ritmo elevado y desacelerar rápidamente la masa corporal durante esta fase excéntrica/descendente se retrasa, o que la evitación de ritmos elevados de carga persiste durante más tiempo en relación con la producción/reducción general de fuerza durante la desaceleración, que tiende a recuperarse antes tras el RLCA (Baumgart et al., 2017b). El restablecimiento de esta capacidad es vital para el deportista que regresa a deportes de alto nivel que presentan considerables cambios de dirección, desaceleraciones intensas y exigencias de aterrizaje, acciones que ejercen las mayores cargas sobre el LCA y los mecanismos más habituales de rotura (Beaulieu et al., 2023).

### **Efecto del tipo de injerto en la asimetría y el rendimiento de DL-CMJ**

De acuerdo con el módulo 1 de este curso, el uso de BPTB en lugar del injerto de HT para RLCA puede dar lugar a diferencias de ángulo específicas en el esfuerzo de torsión del cuádriceps y del tendón (Hart et al., 2022). Considerar las diferencias específicas de producción y absorción de fuerza entre los injertos pos RLCA puede contribuir a un enfoque más específico en cuanto al diagnóstico y reacondicionamiento de F & P. Aunque el BPTB se asocia a un menor riesgo de (re)rotura ipsilateral, las mayores alteraciones en la carga mecánica y las estrategias compensatorias entre extremidades (Miles et al., 2022) podrían contribuir a una mayor incidencia de (re)rotura contralateral tras el BPTB frente a los injertos HT. En el SGP-LCA, observamos que los jugadores de BPTB tenían valores DL-CMJ ILA más altos en métricas específicas y se observan diferencias en atletas multideporte (Miles et al., 2019). Las diferencias del tipo de injerto en la cinemática articular también se observan en el cambio de dirección (Miles et al., 2022) y en la marcha (Webster & Feller, 2011), pero no en las tareas de aterrizaje de una sola extremidad (Webster & Feller, 2012).

Miles et al. (2019) compararon el DL-CMJ concéntrico, excéntrico y la ILA de impulso de asimetría absoluta de aterrizaje en atletas de deportes multidireccionales con injertos BPTB (n=22) frente a HT (n=22) aproximadamente 9 meses después de la cirugía. También examinaron un grupo de control sano. Se encontraron diferencias significativas en la magnitud de la ILA según el injerto; la ILA de impulso de desaceleración excéntrica fue casi 2 veces mayor en atletas con injerto BPTB (20% ILA) que HT (10% ILA) y el impulso concéntrico



también fue significativamente mayor en BPTB (13%) frente a HT (8%), mientras que las diferencias entre BPTB y HT en el impulso de aterrizaje fueron menores y no significativas. Sin embargo, esta diferencia fue significativa al comparar a los atletas de injerto BPTB con el grupo de control (12% de asimetría), mientras que las diferencias entre HT y control no lo fueron.

El contraste de estos datos con un análisis de los datos del SGP-LCA (tabla 3 a continuación) según el tipo de injerto reveló algunas similitudes con los hallazgos de Miles et al., y también algunas diferencias sustanciales. Sin embargo, cabría esperar que la magnitud de la ILA fuera mayor en el SGP-LCA debido al momento más temprano de la evaluación en relación con la cirugía (aproximadamente a los 5 meses). Al igual que Miles et al., la ILA en la fase de salto (excéntrico/descendente y concéntrico/ascendente) fue mayor en el grupo SGP-LCA BPTB que en HT. Sin embargo, las diferencias globales en el impulso no fueron significativas en ninguna de las fases, en cambio el RFD excéntrico (BPTB: 27,4 %, HT: 15,4 %) y el impulso concéntrico-100 (BPTB: 20,8 %, HT: 15,8 %) distinguieron el tipo de injerto con magnitudes del efecto significativas y de moderadas a grandes. Esto subraya una vez más la importancia de considerar las métricas limitadas por la frecuencia o el tiempo en el análisis y muestra su sensibilidad superior para distinguir los efectos de un estímulo específico, en este caso la diferenciación del tipo de injerto. En términos de contextualización del nivel del atleta, el salto medio fue de aproximadamente 28 cm a los 9 meses después de la RLCA en comparación con los aproximadamente 34 cm en la muestra de AGP-LCA a los 5 meses después de la cirugía (tabla 4).

Los atletas SGP-LCA fueron jugadores profesionales con rehabilitación diaria a tiempo completo, con personal profesional de rehabilitación deportiva, fuerza y acondicionamiento, y fisioterapia, lo que puede haber influido en su mejor recuperación en general y puede haber minimizado las diferencias, aunque estas métricas de mayor sensibilidad aún identificaron diferencias que pueden favorecer una monitorización y carga más específicas del injerto para identificar y tratar los déficits neuromusculares.

I

Tabla 3: ILA de DL-CMJ en futbolistas profesionales (SGP-LCA) durante la rehabilitación tras la RLCA según el tipo de injerto

Asimetría absoluta (%)	Excéntrico/descendente		Concéntrico/Ascendente		Aterrizaje
	Impulso	RFD	Impulso	Impulso - 100 ms	Fuerza máxima
<b>BPTB</b>	20.0 (13.7)	<b>27.4</b> <b>(12.7)</b>	20.1 (8.7)	<b>20.8</b> <b>(9.4)</b>	24.5 (16.4)
<b>HT</b>	15.8 (11.5)	<b>15.4</b> <b>(10.8)</b>	16.1 (8.7)	<b>13.5</b> <b>(9.6)</b>	29.4 (16.9)
<b>valor p</b>	0.34	<b>0.00*</b>	0.18	<b>0.03*</b>	0.38
<b>Magnitud del efecto</b>	0.32	<b>0.91</b>	0.45	<b>0.73</b>	0.30

BPTB=jugadores con injertos de hueso-tendón-patelar-hueso (n=25); HT=jugadores con injerto de tendón isquiotibial (n=14); RFD=velocidad de desarrollo de la fuerza; Valor P y magnitud del efecto calculados para la comparación entre los valores absolutos de asimetría en BPTB frente a HT.

\* indica una diferencia significativa.

Como se muestra en la tabla 4, no encontramos diferencias significativas por tipo de injerto en el rendimiento bilateral DL-CMJ y las métricas cinéticas, ni ninguna diferencia significativa en la altura SLJ. Miles et al., 2019 tampoco encontraron diferencias específicas del injerto en la altura de salto DL-CMJ pero no presentaron datos de SLJ.



**Tabla 4: Rendimiento en CMJ a doble pierna y a una pierna en futbolistas profesionales durante la rehabilitación pos RLCA según el tipo de injerto**

CMJ de doble pierna (Rendimiento bilateral)			Salto a una pierna
Media (SD)	Altura de salto (cm)	Tiempo de vuelo: Tiempo de contracción	Altura de salto (cm)
<b>BPTB</b>	34.0 (6.0)	0.63 (0.13)	21.8 (9.7)
<b>HT</b>	34.6 (4.9)	0.61 (0.14)	22.5 (12.3)
<b>Valor p de la diferencia</b>	0.76	0.70	0.88
<b>Magnitud del efecto</b>	0.10	0.13	0.06

### Déficits residuales / asimetrías CMJ ILA persistentes

Como se destacó en el módulo 1 de este curso, los déficits residuales, caracterizados por ILA en el rendimiento neuromuscular, se observan años después de la RTS. Con respecto a la cinética-ILA de salto-aterrizaje observada en atletas sanos con lesión previa, el principal impulsor y el mayor volumen de investigación en torno a la cinética de salto-aterrizaje evaluada por plataforma de fuerza en relación con la lesión ha sido comprender los factores de riesgo modificables de la ruptura primaria del LCA, y la reincidencia de la lesión en atletas femeninas. A comienzos del 2000, Hewett, Myers y sus colegas del Hospital Infantil de Cincinnati utilizaron el salto de caída de dos piernas (DL) para identificar patrones cinéticos y



cinemáticos y asimetrías asociadas con LCA anteriores y para detectar el riesgo de una nueva lesión (Hewett et al., 2005; 2006; Paterno et al., 2015). Posteriormente, la investigación sobre el salto de caída se centró cada vez más en la biomecánica tridimensional y las variables relacionadas con los momentos y los ángulos articulares, y escaso interés en la cinética del vGRF, con algunas excepciones más recientes (King et al., 2021a,b) analizadas en la sección "Salto de caída" y "Salto de caída con una sola pierna" del módulo "Caja de herramientas para la rehabilitación". Los estudios anteriores observaron asimetrías DJ-aterizaje en atletas femeninas años después de la RTS pos RLCA (Paterno et al., 2007) que se caracterizaron como déficits residuales o estrategias de evitación persistentes.

### ***Déficits residuales DL-CMJ***

También se informaron elevadas ILA cinéticas DL-CMJ meses o años después de la rehabilitación y del regreso al entrenamiento y la competición de alto nivel. Cohen et al., (2014) y Jordan et al., (2015) fueron los primeros en reportar asimetrías más altas en métricas específicas de DL-CMJ en atletas masculinos de élite con lesiones previas graves en las extremidades inferiores (no solo RLCA), y RLCA previas, respectivamente. Jordan et al., 2015 examinaron la ILA en la fase de salto en esquiadores de élite a una media de 26,2 ( $\pm$  11,8) meses pos RLCA. Utilizando el índice de asimetría (AI) (ver más abajo "Cálculo y expresión de asimetrías"), Jordan et al. (2015) compararon la ILA en el CMJ y el squat jump (SJ) o salto de talón en una pequeña muestra de esquiadores de élite masculinos y femeninos con (n=9) y sin (n=9) una RLCA previa. A pesar de haber transcurrido un período sustancial de tiempo desde la cirugía y la reincorporación al deporte, la ILA de impulso concéntrico fue significativamente mayor (media AI: 6,8%, intervalo de confianza (IC): 1,5 a 12,0) que en los esquiadores sin antecedentes de RLCA (media AI: 0,6% IC: -1,3 a 2,4). La única otra métrica ILA que examinaron (el impulso de desaceleración excéntrica) fue mayor en aquellos con RLCA previo (IA medio: 5,2%, IC: -4,5 a 14,9) que en los atletas no lesionados (IA medio: 1,0%, IC: -1,5 a 3,5), pero esta diferencia no fue significativa. Los autores destacan que uno de los atletas lesionados presentaba un 16,5% más de impulso de desaceleración excéntrica en su lado previamente lesionado, lo que en una muestra pequeña puede afectar al análisis estadístico: un mayor intervalo de confianza para el IA de impulso de desaceleración excéntrica (de -4,5% a favor de la extremidad lesionada vs. un 14,9% a favor del lado no lesionado) indica un rango más amplio de valores en los atletas lesionados. También señalan que el atleta con el mayor valor de IA de impulso de desaceleración excéntrica (20,5%) sufrió posteriormente una lesión del ligamento colateral medial de la extremidad contralateral. Otros datos a los que se hace referencia en este módulo respaldan la sensibilidad de la ILA de la fase de desaceleración excéntrica, especialmente el RFD de desaceleración excéntrica.

Aunque en una cohorte no atlética, el trabajo de Baumgart y colegas (2017a,b) es importante para avanzar en la comprensión de las ILA cinéticas residuales pos RLCA. En estos estudios, examinaron DL-CMJ, SLJ, fuerza isocinética y otras evaluaciones de rendimiento neuromuscular en una cohorte de pacientes en una media de 31 ( $\pm$  7) meses después de la



cirugía años después de regresar a las actividades normales pos RLCA. También estratificaron a los pacientes según la puntuación alta o baja del Comité Internacional de Documentación sobre la Rodilla (IKDC), un cuestionario estandarizado que evalúa los síntomas percibidos de la rodilla, la función y las actividades deportivas (puntuaciones más altas = mejor función), lo que les permitió no solo comparar los valores de ILA en pacientes frente a controles sanos, sino también en pacientes con función alta frente a pacientes con función baja. En su primer estudio, calcularon el rendimiento y las asimetrías de las extremidades lesionadas frente a las no lesionadas en base a 4 métricas vGRF CMJ: impulso neto de la fase de despegue (es decir, un compuesto de desaceleración excéntrica + impulso concéntrico) y fuerza máxima, impulso de aterrizaje y fuerza máxima de aterrizaje. Una puntuación funcional más baja no se asoció con una altura de salto más baja (función alta:  $27,2 \pm 8,7$ ; función baja:  $28,4 \pm 8,7$ , no significativo). Hallaron diferencias significativas en la extremidad implicada frente a la no implicada en las 4 métricas CMJ, sin embargo, sólo las asimetrías de la fuerza máxima de aterrizaje (LPF) (pero no el impulso de aterrizaje) y el impulso de despegue (TOI) (pero no la fuerza máxima de despegue) fueron significativamente mayores en los pacientes de función baja (LPF:  $16,8 \pm 14,1$ , TOI:  $33,3 \pm 23,4$ ) que en los de función alta (LPF:  $7,9 \pm 13,3$ , TOI:  $1,3 \pm 35,4$ ). Realizaron un segundo estudio más exhaustivo de la cinética de la fase de despegue dentro de la misma cohorte (Baumgart et al., 2017b). Observaron que la fuerza máxima, la fuerza a velocidad cero, el impulso excéntrico (desaceleración) y el impulso concéntrico eran significativamente menores en los pacientes con antecedentes de RLCA, pero que las métricas excéntrica/descendente y concéntrica/ascendente no diferenciaban la puntuación alta frente a la baja de IKDC. También realizaron un análisis de datos funcionales; un análisis de formas de onda normalizadas comparando el rendimiento de las extremidades implicadas y no implicadas a lo largo de la fase de despegue en pacientes de función alta frente a aquellos de función baja. Este análisis confirmó que la fase de desaceleración excéntrica es el área predominante de la estrategia de compensación entre extremidades DL-CMJ. A pesar de estas estrategias significativas identificadas en la DL-CMJ, mientras que los valores ILA del pico de torsión del cuádriceps IKD fueron mayores en los pacientes de función baja ( $11,4 \pm 22,0$ ) frente a los de función alta ( $6,4 \pm 10,3$ ), estas diferencias no fueron significativas. Posiblemente asociado con este hallazgo, dado que ambas son evaluaciones de una sola extremidad y se han reportado asociaciones significativas entre la altura SLJ y el rendimiento IKD (Petschnig et al., 1998; Ohji et al., 2021), sólo una métrica SLJ ILA examinada difirió significativamente según la función de la rodilla (la fuerza a velocidad cero) mientras que la altura de salto ILA no varió. El rol del SLJ en la RTS pos RLCA se discute en la "Caja de herramientas para la rehabilitación", pero los hallazgos de Baumgart cuestionan su sensibilidad en la detección de déficits y función, en relación con el DL-DMJ, al menos en cohortes de pacientes RLCA.

Baumgart concluyó que "los pacientes con alta función subjetiva de la rodilla (1) una carga excéntrica reducida, (2) una compensación entre extremidades durante los movimientos bilaterales, y (3) la evitación de altas fuerzas de impacto vertical". Del mismo modo, Cohen et



al., (2014), descubrieron que un DL-CMJ significativamente mayor en el pico de fuerza de aterrizaje pero no en el pico de fuerza de despegue ILA diferenciaba a los futbolistas de élite sanos en pretemporada que habían sufrido o no una lesión en la extremidad inferior que les había llevado a >7 días de baja en la temporada anterior.

Hart et al. (2019) realizaron el análisis métrico más completo de DL-CMJ ILA explorando múltiples métricas de asimetría de las fases excéntrica y concéntrica en atletas con lesión previa pero en RTC. El objetivo, al igual que SGP-LCA, era determinar si la sensibilidad a la lesión previa difiere a través de una serie de variables que representan diferentes puntos dentro del ciclo de salto. Un hallazgo importante de Hart et al., que confirma lo que destacamos durante la rehabilitación en SGP-LCA, es que la lesión previa se asocia con un aumento de ILA en métricas específicas en lugar de asimetrías elevadas a nivel global.

La estratificación se realizó en función de si durante la temporada anterior habían sufrido o no una lesión unilateral grave en las extremidades inferiores (definida como >28 días de baja por lesión). Esto incluía lesiones musculares, ligamentosas y tendinosas, pero la mayoría eran ligamentosas o cartilaginosa (58%), principalmente de rodilla y de tobillo (30%). Cabe destacar que las asimetrías de RFD de desaceleración excéntrica fueron significativamente mayores en el grupo con lesiones previas, con una gran magnitud del efecto, mientras que las diferencias de impulso de desaceleración excéntrica no lo fueron, un hallazgo clave en el contexto en que el impulso de desaceleración excéntrica se ha impuesto por sobre la RFD de desaceleración excéntrica debido a la mayor fiabilidad del primero.

**Tabla 5: DL-CMJ ILA seleccionados en futbolistas profesionales sanos**

Asimetría	Estado	Asimetría absoluta (%) Media ± SD	Magnitud del efecto de la diferencia
<b>Impulso concéntrico*</b>	Mixto	6.0 ± 4.9	1.1
	Con lesiones anteriores	7.7 ± 3.7	
	Sin lesiones	4.1 ± 2.8	
<b>Fuerza máxima concéntrica*</b>	Mixto	3.7 ± 5.0	1.4
	Con lesiones anteriores	9.3 ± 5.9	
	Sin lesiones	3.4 ± 2.3	



<b>Impulso excéntrico de desaceleración</b>	Mixto	10.1 ± 7.8	
	Con lesiones anteriores	12.1 ± 8.6	0.24
	Sin lesiones	10.3 ± 7.3	
<b>Desaceleración excéntrica RFD*</b>	Mixto	13.8 ± 11.3	
	Con lesiones anteriores	20.5 ± 10.6	1.05
	Sin lesiones	10.5 ± 8.2	

Todos los jugadores eran considerados sanos en el momento de la prueba. Previamente lesionados y no lesionados, fueron jugadores con o sin al menos una lesión grave en las extremidades inferiores (pérdida de tiempo de >28 días) en los 12 meses anteriores (datos de Hart et al., 2019); Mixtos= una muestra separada de futbolistas profesionales sanos (fuente propia del autor), independiente del historial de lesiones previas.

\*Indica una diferencia significativa ( $p < 0,05$ ) en el % de asimetría entre los grupos con lesiones previas y sin lesiones.

### **Puntos de corte**

Cabe destacar que no existen datos suficientes de estudios prospectivos sobre la incidencia de lesiones primarias o secundarias (recurrencia) en relación con las asimetrías DL-CMJ para establecer estos puntos de corte de referencia basados en el riesgo. Los datos de estudios como los realizados siguiendo a Hart et al., 2019; Read et al., 2020 y SGP-LCA, indican que estos puntos de corte para la clasificación deben ser no sólo específicos de la fase, sino también de la variable (Cohen & Kennedy, 2021). Por ejemplo, en la tabla 5 anterior, diferentes variables dentro de la misma fase o subfase pueden arrojar valores sustancialmente diferentes y, lo que es más importante, estas variables también muestran una fuerza de asociación diferente con la lesión previa. Por lo tanto, es probable que la aplicación de estándares "convencionales" para la asimetría elevada, como el 10% o el 15% (que pueden o no ser puntos de corte válidos en otras pruebas de fuerza, potencia o funcionales) o el uso de un punto de corte global para todas las asimetrías CMJ, dé lugar a una clasificación errónea. Esto también puede ocurrir en relación con las asimetrías cinéticas en otras pruebas de salto-aterrizaje, aunque esto aún no se ha estudiado lo suficiente.

### **Cálculo y expresión de las asimetrías**

Al leer investigaciones y al utilizar programas informáticos de plataformas de fuerza que calculan variables automáticamente, es importante saber que la asimetría entre extremidades puede calcularse de diferentes formas. El uso de distintas fórmulas puede dar

lugar a valores sustancialmente diferentes que, obviamente, pueden influir en su interpretación y complicar potencialmente las comparaciones de los datos recogidos con las pruebas bibliográficas o los datos compartidos con otro profesional. Bishop et al., (2021) ofrecen un análisis exhaustivo y ejemplos de los distintos cálculos. Sin embargo, con respecto al cálculo de las asimetrías en el DL-CMJ o DL-DJ u otras pruebas bilaterales de salto o isométricas, las fórmulas más utilizadas en la investigación y el software son la "asimetría de fuerza bilateral" (BSA) y el índice de asimetría bilateral-1 (BAI-1). El contraste de los datos de las tablas 2a y 2b anteriores ilustra la discrepancia entre el % de asimetría entre extremidades generado por estas fórmulas a partir de los mismos rendimientos de las extremidades derecha e izquierda obtenidos en un DL-CMJ:

BSA:  $((\text{miembro más fuerte} - \text{miembro más débil}) / \text{miembro más fuerte}) \times 100$

BAI-1:  $((\text{miembro más fuerte} - \text{miembro más débil}) / (\text{miembro más fuerte} + \text{miembro más débil})) \times 100$

Bishop et al. también sostienen que, si bien la fórmula BSA utilizada en el estudio de referencia de Impellizzeri et al. (2007) es la más adecuada para calcular las asimetrías entre extremidades derivadas de pruebas con una sola extremidad, el BAI-1 es una fórmula más adecuada para determinar las asimetrías entre extremidades durante pruebas bilaterales (con dos piernas). También destacan la fórmula más compleja del ángulo de simetría (Zifchock et al. 2008), que evita el problema asociado a otros índices de asimetría, ya que los valores serían diferentes en función de la pierna utilizada como referencia. Aunque se trata de cuestiones metodológicas (válidas), se ha demostrado que ninguna fórmula es mejor para detectar el riesgo prospectivo y los déficits residuales tras una lesión previa; estas comparaciones aún no se han examinado en investigaciones. El BSA es ampliamente utilizado en estudios de investigación de DL-CMJ (Hart et al., 2019; Jordan et al., 2015) y por el sistema de plataforma de fuerza más utilizado en el deporte: Vald Performance-ForceDecks. Sin embargo, como otros sistemas de software e investigaciones (Read et al, 2020) pueden utilizar BAI, LSI u otras fórmulas, como destacan Bishop et al. (2021), los profesionales deben estar al tanto de la variedad de fórmulas y deben leer las secciones de métodos de las investigaciones sobre asimetría para determinar si la información es o no directamente comparable con la base de datos de la ILA. Para saber si la ILA de referencia o la suya necesitaran ser recalculadas para permitir una comparación válida.

Nótese también que, además de calcular las asimetrías según una fórmula determinada, el profesional, el investigador o el programa informático pueden expresar el valor % resultante utilizando valores absolutos (es decir, positivos), o con un signo direccional + o -. Por ejemplo, un valor % negativo indica un valor más alto a la izquierda, y un valor positivo, un valor más alto a la derecha. Los datos también se expresan de este modo en algunos programas informáticos de plataformas de fuerza y se han utilizado en algunos estudios de investigación para describir la media de la población (Jordan et al., 2015). Nótese, sin embargo, que



mantener un signo negativo al caracterizar la asimetría en una población normal (es decir, sin lesiones) puede dar como resultado una asimetría media de alrededor de 0, ya que los valores negativos y positivos se anulan entre sí. Es por esto que al examinar y presentar el perfil de asimetría en un grupo de deportistas sanos, resulta útil informar los datos de su grupo en ambos sentidos (como se muestra en el módulo "Caja de herramientas para la rehabilitación"). Como se ha descrito anteriormente con respecto al cálculo del LSI, que supone utilizar una referencia de miembro lesionado y sano, esto es mucho más sencillo.

## **Resumen**

- La DL-CMJ es una prueba sencilla, fiable y fácil de aplicar con la que muchos deportistas están familiarizados y para la que a menudo se dispone de datos de referencia históricos anteriores a la lesión.
- La plataforma de fuerza dual DL-CMJ proporciona datos cinéticos y de rendimiento bilateral, y resultados implicados y no implicados a partir de los cuales se puede calcular la ILA, que representa estrategias compensatorias y refleja déficits subyacentes en el rendimiento de la rodilla.
- La DL-CMJ se puede utilizar en todo el proceso de RTS para obtener información sobre las respuestas crónicas y a corto plazo a los tipos/cargas de entrenamiento, y se puede complementar con otras evaluaciones más exigentes de saltos-aterrizajes (e isométricas).
- Las métricas específicas de la ILA en las fases excéntrica/descendente, concéntrica/ascendente y de aterrizaje muestran una mayor sensibilidad a las lesiones actuales y previas.
- Dentro de la fase excéntrica/descendente, la desaceleración o la RFD excéntrica global parecen proporcionar una mayor sensibilidad a la lesión previa que el impulso global en la fase y distinguir mejor los déficits específicos del tipo de injerto.
- Del mismo modo, en la fase de aterrizaje el impulso máximo o el impulso limitado en el tiempo muestran una sensibilidad superior.
- Las métricas de la fase concéntrica/ascendente se ven muy afectadas por la RLCA y muestran una alta sensibilidad a la lesión previa, con el impulso limitado en el tiempo (impulso con-100) que distingue el tipo de injerto.
- Estas métricas específicas de ILA pueden utilizarse para identificar déficits específicos del injerto que no se detectan mediante la altura de salto DL o SL, y para orientar el acondicionamiento específico y cuantificar la respuesta a esta carga.
- Aunque existen fuentes de datos normativos para la ILA que pueden utilizarse como guía para estimar el estado relativo y el progreso en momentos específicos del



posoperatorio, para que la comparación sea válida la ILA debe calcularse utilizando una misma fórmula.

- Los profesionales también deben considerar las diferencias sustanciales en los valores declarados dentro de la categoría de "deportistas profesionales".

El módulo de la "Caja de herramientas para la rehabilitación" irá más allá de los datos medios para grupos y presentará casos de estudio y perspectivas que aborden la variabilidad individual y el contexto, factores necesarios a tener en cuenta en el uso de estos datos objetivos. También profundizará en la información proporcionada por otras evaluaciones de saltos.

## References

**Baker, D.** (1996). Improving Vertical Jump Performance Through General, Special, and Specific Strength Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 10(2), 131-136.

**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>

**Bishop, C., Lake, J., Loturco, I., Papadopoulos, K., Turner, A., & Read, P.** (2021). Interlimb Asymmetries: The Need for an Individual Approach to Data Analysis. *Journal of strength and conditioning research*, 35(3), 695–701. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002729>

**Bobbert, M. F., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau, G. J.** (1987). Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Medicine and science in sports and exercise*, 19(4), 332–338.

**Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A. & Garrett, W. E.** (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573–578. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-20000601-15>

**Clagg, S., Paterno, M. V., Hewett, T. E., & Schmitt, L. C.** (2015). Performance on the modified star excursion balance test at the time of return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 45(6), 444–452. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5040>

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

**Costley JAE, Miles JJ, King E, Daniels KAJ.** (2022). Vertical jump impulse deficits persist from six to nine months after ACL reconstruction. *Sports Biomech*, Jan;22(1):123-141. doi: 10.1080/14763141.2021.1945137.

**Davids, K., Glazier, P., Araújo, D., & Bartlett, R.** (2003). Movement systems as dynamical systems: the functional role of variability and its implications for sports medicine. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 33(4), 245–260. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333040-00001>

**Hans-Joachim, M., Chagas, M., Szmuchowski, L. A., Araujo, S., Andrade, A. & Jesus, F.** (2012). Analysis of Lower Limb Asymmetries by Isokinetic and Vertical Jump Tests in Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research* 27(5), 1370-1377. <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e318265a3c8>

**Hart, L. M., Cohen, D. D., Patterson, S. D., Springham, M., Reynolds, J. & Read, P.** (2019). Previous injury is associated with heightened countermovement jump force-time asymmetries in professional soccer players. *Translational Sports Medicine* 2, 256– 262. <https://doi.org/10.1002/tsm2.92>



**Herrington, L., Hatcher, J., Hatcher, A., & McNicholas, M.** (2009). A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls. *The Knee*, *16*(2), 149–152. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2008.10.004>

**Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., Maffiuletti, N., & Marcora, S. M.** (2007). A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. *Medicine and science in sports and exercise*, *39*(11), 2044–2050. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31814fb55c>

**Jordan, M. J., Aagaard, P., & Herzog, W.** (2015). Lower limb asymmetry in mechanical muscle function: A comparison between ski racers with and without ACL reconstruction. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, *25*(3), e301–e309. <https://doi.org/10.1111/sms.12314>

**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>

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

**Miles, J. J., King, E., Falvey, É. C., & Daniels, K.** (2019). Patellar and hamstring autografts are associated with different jump task loading asymmetries after ACL reconstruction. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, *29*(8), 1212–1222. <https://doi.org/10.1111/sms.13441>

**Miles JJ, McGuigan PM, King E, Daniels KAJ.** (2022). Biomechanical asymmetries differ between autograft types during unplanned change of direction after ACL reconstruction. *Scand J Med Sci Sports*. Aug;32(8):1236-1248.

**Noyes, F. R., Barber-Westin, S. D., Fleckenstein, C., Walsh, C., & West, J.** (2005). The drop-jump screening test: difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes. *The American journal of sports medicine*, *33*(2), 197–207. <https://doi.org/10.1177/0363546504266484>

**Petschnig, R., Baron, R., & Albrecht, M.** (1998). The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, *28*(1), 23–31. <https://doi.org/10.2519/jospt.1998.28.1.23>

**Sado, N., Yoshioka, S., & Fukashiro, S.** (2020). Free-leg side elevation of pelvis in single-leg jump is a substantial advantage over double-leg jump for jumping height generation. *Journal of biomechanics*, *104*, 109751. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109751>



**Sigward SM, Chan M-S, Lin PE, Almansouri SY, Pratt KA.** (2018) Compensatory strategies that reduce knee extensor demand during bilateral squat change from 3 to 5 months following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2018;9:713-718

**Toale, J. P., Hurley, E. T., Hughes, A. J., Withers, D., King, E., Jackson, M., & Moran, R.** (2021). The majority of athletes fail to return to play following anterior cruciate ligament reconstruction due to reasons other than the operated knee. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 29(11), 3877–3882. <https://doi.org/10.1007/s00167-020-06407-5>

**Vescovi, J. D., & McGuigan, M. R.** (2008). Relationships between sprinting, agility, and jump ability in female athletes. *Journal of sports sciences*, 26(1), 97–107. <https://doi.org/10.1080/02640410701348644>

**Webster KE, Feller JA.** (2011). Alterations in joint kinematics during walking following hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011 Feb;26(2):175-80.

**Webster KE, Feller JA.** (2012) Tibial rotation in anterior cruciate ligament reconstructed knees during single limb hop and drop landings. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. Jun;27(5):475-9. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.12.008. Epub 2012 Jan 12.

