

Módulo 1. Pruebas adicionales dinámicas en miembros inferiores

Pruebas de salto

La altura de salto en sí misma es un aspecto importante del rendimiento en deportes como el voleibol y en posiciones específicas dentro de ciertos deportes. Sin embargo, como se ha destacado a lo largo del curso, el uso generalizado de las pruebas de salto se asocia más con las cualidades neuromusculares y el rendimiento, como la potencia de la parte inferior del cuerpo (Cronin y Hansen, 2005), con el rendimiento de carrera y aceleración en varios grupos de atletas, y como indicador de la eficacia de los programas de entrenamiento de fuerza y potencia o como marcador del estado de disposición a la fatiga (Claudino et al., 2017) o de la respuesta a la carga (Cohen y Kennedy, 2021; Howarth et al., 2021). A menudo (especialmente cuando no se dispone de plataformas de fuerza, y se utilizan colchonetas de contacto o dispositivos ópticos para evaluar el rendimiento del salto) se utiliza una batería de pruebas de salto en los diagnósticos de fuerza y potencia de pretemporada o preparación, como por ejemplo el test de Bosco (Bosco et al., 1993), llamado así por el científico deportivo italiano Dr. Carmelo Bosco, pionero en su uso para evaluar aspectos del rendimiento neuromuscular (Petrigna et al., 2019). Esta batería incluye countermovement jump (con las manos en las caderas), countermovement jump (con los brazos libres, también conocido como Abalakov), squat jump, drop jump, salto a una sola pierna (con contramovimiento) y countermovement jump repetido (30/60 segundos de saltos), así como variantes de algunas de estas pruebas con una sola pierna. Dado que el objetivo de este certificado es el uso de datos cinéticos adicionales obtenidos mediante plataformas de fuerza para evaluar el rendimiento en salto-aterrizaje (y pruebas isométricas), los perfiles obtenidos dentro de esta batería derivados del cálculo de las diferencias en altura de salto y/o tiempo de contacto (datos disponibles a partir de los dispositivos de contacto u ópticos) no constituyen un tema principal.

De hecho, como se subraya constantemente en este certificado, es fundamental que la integración de las plataformas de fuerza en los entornos de alto rendimiento permita obtener el mayor volumen de información posible sobre el estado neuromuscular y el progreso del atleta con una demanda mínima de tiempo y carga sobre ellos, ya que en los deportes profesionales (especialmente en los deportes de equipo) es difícil implementar baterías extensas de pruebas. Por ejemplo, sin plataformas de fuerza, el CMJ no nos proporciona información sobre el rendimiento excéntrico en cuyo caso el drop jump adquiere mayor importancia, ya que al medir el tiempo de contacto obtenemos información sobre el rendimiento excéntrico (duración) de forma indirecta. Una vez que disponemos de plataformas de fuerza, y el CMJ se transforma en una evaluación que proporciona información detallada sobre las cualidades excéntricas (incluyendo la

duración excéntrica, la potencia, y la tasa de desarrollo de la fuerza) la necesidad de una prueba adicional se reduce sustancialmente, proporcionando una ruta hacia las pruebas de dosis mínima. Sin embargo, las pruebas adicionales de salto-aterrizaje pueden proporcionar información útil, por lo que se anima a los profesionales a que apliquen perfiles más amplios cuando sea relevante para el rendimiento o las lesiones que se planteen, y siempre que sea factible en la práctica. En particular, en el caso de los atletas jóvenes o mayores con poca exigencia competitiva y más posibilidades de acondicionamiento cuando se den las condiciones para realizar pruebas más amplias, se puede utilizar estos datos para informar y poner en práctica el acondicionamiento. Además, la rehabilitación y la reincorporación al deporte tras determinadas lesiones también pueden justificar y proporcionar las condiciones para la aplicación y el uso de una batería más amplia.

En entornos deportivos el salto con contramovimiento (CMJ) probablemente sea la prueba de salto-aterrizaje más utilizada.(Cohen & Kennedy, 2021; Claudino et al., 2017; Alba-Jiménez et al., 2022). Como se ha mencionado, sin plataformas de fuerza, el drop jump (DJ) puede aportar más valor diagnóstico que el CMJ, pero el CMJ sin balanceo del brazo, cuando se realiza en plataformas de fuerza, posee actualmente mayor cantidad de evidencia que demuestra la ganancia de información relacionada con el uso de la cinética de las fases excéntrica, concéntrica y de aterrizaje en el perfil y seguimiento del atleta. El CMJ requiere un bajo nivel de familiaridad en relación con otras pruebas de salto y las variables cinéticas del CMJ utilizadas en la monitorización tienen mayor fiabilidad que las derivadas del CMJ de una sola pierna (Cohen et al., 2020), drop jump and squat jump (Gathercole et al., 2015). Sin embargo, independientemente de la cinética en estas pruebas, los resultados del rendimiento (es decir, la altura en el CMJ de una sola pierna y el tiempo de contacto en el DJ) proporcionan información útil en la creación de perfiles y la evaluación comparativa, y son relevantes como marcadores de la recuperación tras una lesión de rodilla (Kotsifaki et al., 2022) y del riesgo de volver a lesionarse (King et al., 2021). De hecho, mientras que, por ejemplo, la profundidad en CM, la velocidad y la fuerza máxima de aterrizaje son de interés en el salto SL, la altura de salto SL sigue siendo una información muy útil que puede permitir a los profesionales hacer un mejor uso de los recursos (por ejemplo, en un circuito de evaluación de pretemporada, la medición de DL-CMJ en plataformas de fuerza y la altura de salto SL en otra estación y con otro dispositivo, distinto de las plataformas de fuerza).

El squat jump

El objetivo del squat jump (SJ) es caracterizar el rendimiento de la triple extensión concéntrica "pura" y, por lo tanto, la capacidad de producir trabajo mecánico/rendimiento (es decir, altura de salto) sin el beneficio de un estiramiento previo o "fase excéntrica". La

altura del CMJ es sistemáticamente superior en un 5-15% a la altura del SJ en atletas (Kozinc et al., 2021).

La prueba consiste en que el atleta realice un salto vertical máximo desde una posición en cuclillas sin realizar ningún contramovimiento (es decir, sin ningún descenso del centro de masa ni flexión del tronco, tobillo o rodilla). El atleta se pone lentamente en cuclillas hasta un ángulo de flexión de rodilla de 90°, hace una pausa de 2 segundos (Petrigna et al., 2019) en esta posición (torso erguido, manos-caderas y pies separados a la distancia de los hombros) y luego inicia un rápido movimiento ascendente y un salto vertical máximo. El tiempo de permanencia en la posición de sentadilla en pausa debe ser estandarizado, con investigadores que recomiendan 2 (Petrigna et al., 2019) o 3 segundos (McGuigan et al., 2006), y tiene como objetivo minimizar los efectos potenciadores de la carga excéntrica rápida y el ciclo de acortamiento del estiramiento (SSC) en el rendimiento concéntrico, y obtener una medida del rendimiento concéntrico puro.

En los entornos de investigación, a menudo se utiliza una posición de inicio de 90° fija, medida con goniómetro o establecida con una barra para estandarizar la posición de inicio dentro del protocolo de prueba. Aunque estos criterios pueden ser difíciles de aplicar, este enfoque es más factible desde el punto de vista práctico y ha demostrado ser válido y fiable en un entorno deportivo de rápido movimiento y tiempo limitado en cuanto a la profundidad autoestablecida. Diversos estudios han demostrado que la profundidad autoestablecida suele ser inferior a la estandarizada a 90° aunque también presenta una mayor fiabilidad que la posición estandarizada entre días para 9 de las 12 variables analizadas (incluida la altura de salto, la fuerza máxima y la potencia máxima). La profundidad autoestablecida se asoció con una fuerza y potencia máximas significativamente mayores ($p < 0,025$), pero con una altura de salto similar a la estandarizada a 90°. Además, este patrón no difirió entre poblaciones atléticas (jugadores de balonmano) y estudiantes físicamente activos, lo que sugiere que recomendar la profundidad autoestablecida es válido en diferentes poblaciones (Petronijevic et al., 2018).

¿Por qué incluir el SJ en una batería de pruebas?

La capacidad de producir un buen salto o incrementos rápidos de fuerza en una posición flexionada sin estiramiento previo o con un estiramiento previo mínimo puede ser de relevancia e interés específicos para posiciones o acciones concretas dentro de un deporte, por ejemplo, los linieros en el *scrimmage* en el fútbol americano y los velocistas que arrancan desde los bloques. Sin embargo, el uso más amplio de la prueba, ya sea evaluando sólo la altura del salto o utilizando plataformas de fuerza para obtener información cinética más detallada, es para examinar las cualidades neuromusculares subyacentes de las extremidades inferiores. Como veremos más adelante, ha habido menos interés en el rendimiento del SJ como tal y la principal razón para incluir el SJ en las baterías de pruebas ha sido la de proporcionar al profesional la posibilidad de estimar

el efecto potenciador del contramovimiento. Es decir, la comparación de la altura de salto en un SJ sin CM / preestiramiento / fase excéntrica con la alcanzada en el CMJ y la capacidad de acortamiento del estiramiento (SSC) del atleta (Bosco et al., 1983; McGuigan et al., 2006). Del mismo modo, con acceso a plataformas de fuerza para la evaluación del CMJ, es notable que las métricas cinéticas concéntricas, particularmente dentro de la parte inicial de la fase (es decir, impulso concéntrico-100) están altamente correlacionadas con las variables excéntricas específicas que la preceden y, de hecho, el rendimiento de la fase ascendente (concéntrica) en el CMJ está inherentemente "contaminada" por la fase descendente (excéntrica) precedente. Por ejemplo, en futbolistas de élite, la RFD de desaceleración excéntrica se correlaciona fuertemente con el Impulso concéntrico-100 y la fuerza máxima concéntrica (valores $r > 0,83$, $p < 0,001$) mientras que las correlaciones entre la RFD de desaceleración excéntrica y las variables posteriores de la fase concéntrica, como la fuerza a potencia máxima concéntrica y la potencia pos impulso concéntrico máximo, son más moderadas ($r = 0,4$ a $0,5$) pero también significativas. Por lo tanto, el SJ permite al profesional caracterizar mejor el rendimiento concéntrico puro o las asimetrías, si le interesa comprender a un atleta determinado o su deporte.

¿Por qué el CMJ es más alto?

Intuitivamente utilizamos un estiramiento previo o contramovimiento cuando queremos lanzar una pelota a la mayor distancia o impulsar nuestro cuerpo lo más lejos o alto posible. Es antiintuitivo y, como se verá más adelante, bastante difícil realizar un salto sin contramovimiento. La mayor altura en el CMJ que en el SJ se debe en última instancia a la mayor velocidad de despegue en el CMJ. En el CMJ, la fuerza es mayor al inicio de la fase concéntrica, al igual que el trabajo concéntrico global realizado (1141 frente a 1099 J), la fuerza media y la potencia media (Bobbert et al., 1996; Donahue et al., 2021), mientras que la fuerza máxima y la potencia pueden ser similares (Donahue et al., 2021).

Tabla 1. Tabla 1: Valores de fuerza y potencia en CMJ frente a SJ en futbolistas profesionales

	<i>ALTURA DE SALTO (cm)</i>	<i>POTENCIA MÁXIMA (W/kg)</i>	<i>FUERZA MÁXIMA (N/kg)</i>	<i>FUERZA MEDIA (N/kg)</i>	<i>POTENCIA MEDIA (W/kg)</i>
SJ	39.0	58.1	26.3	15.9	17.4

CMJ	41.3	56.7	27.5	21.3	32.9
<i>Valor P de diferencia</i>	< 0.00	< 0.00	< 0.00	< 0.00	< 0.00

Fuente: Elaboración propia.

La profundidad del contramovimiento que un atleta alcanza en el CMJ (es decir, el centro de masa y el grado de flexión de la rodilla) suele ser mayor que la posición de salida autoestablecida en el SJ. En consecuencia, la amplitud de movimiento (en la fase concéntrica) para producir fuerza y acumular impulso será menor, que es el principal factor determinante de la velocidad de despegue y, por tanto, de la altura del salto.

Entonces, ¿a qué se debe la mejor altura del CMJ? Los primeros estudios de simulación (Bobbert et al., 1996; Bobbert & Casius, 2005) indicaron que un importante contribuyente a la mayor altura del CMJ y al trabajo mecánico durante la fase concéntrica (ascendente) era el mayor trabajo de los extensores de la cadera sobre su 30% de acortamiento inicial. Una ventaja importante en la producción de fuerza del CMJ sobre el SJ es que la activación muscular y el desarrollo de la fuerza comienzan antes de la fase concéntrica/ascendente y la fase comienza con los elementos contráctiles del músculo en un estado más activo (es decir, una mayor actividad muscular se asocia con fuerzas más altas), mejorando a su vez la mecánica a nivel articular. En cambio, en el SJ, la activación muscular y el desarrollo de la fuerza comienzan durante esta fase. Además, en el SJ, el músculo y el tendón deben recuperarse antes de que se inicie el movimiento (Van Hooren y Bosch, 2017), mientras que en el CMJ, esto y la consecución del estado activo ya se han producido durante la fase descendente. Un desarrollo más rápido del estado activo y del tiempo disponible para la transferencia de energía elástica aumenta el trabajo total de los elementos contráctiles musculotendinosos (MTC) y elástico en serie en el contramovimiento, lo que contribuye a un mayor trabajo mecánico. El trabajo mecánico también aumenta a través de una mayor coordinación en serie de los elementos contráctiles y elásticos de la unidad musculotendinosa, con almacenamiento y utilización de la energía elástica en el elemento elástico en serie, principalmente el tendón (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974; Komi, 2000; Bosco et al., 1982).

La contribución relativa del tiempo disponible para el desarrollo del estado activo frente a la utilización de la energía elástica en la mejora de la producción de trabajo en el CMJ difiere entre los músculos con elementos elásticos en serie más largos frente a los más cortos (Arakawa et al., 2010). En concreto, el tiempo adicional para el desarrollo del estado activo es el mecanismo de mejora más importante en los músculos extensores de la cadera (es decir, los que cruzan la rodilla/cadera) que presentan elementos elásticos en

serie más cortos (Delp et al., 1990; Hoy et al., 1990). Por el contrario, en los flexores plantares del tobillo (Bobbert, 1990; Hoy et al., 1990), músculos con elementos elásticos en serie más largos, el almacenamiento y la utilización de la energía elástica fue mayor. Un estudio reciente (Kipp et al., 2021), que utiliza biomecánica 3D para estimar la mecánica a nivel articular (trabajo y potencia) confirmó la contribución del aumento del trabajo de la articulación de la cadera (extensor) y también demostró una contribución menor del aumento del trabajo de la articulación del tobillo (flexor plantar) a la mejora de los resultados globales en el CMJ. Además, en una regresión determinaron que el momento articular neto de la cadera y la potencia articular neta de la rodilla son los principales contribuyentes a la mejora de la altura CMJ. Estos hallazgos pueden propiciar un enfoque más específico en las articulaciones para tratar a los atletas con un coeficiente de utilización excéntrica menor, en el que un entrenamiento dirigido a aumentar el momento extensor de la cadera (fuerza de salida) y la potencia de salida del extensor de la rodilla sería más eficaz para mejorar su capacidad de CMJ.

Tabla 2. Potencia y momento articular en el CMJ respecto del SJ

	JH	NJM			NJP		
		Hip	Knee	Ankle	Hip	Knee	Ankle
SJ	0.39 ± 0.01	1.56 ± 0.35	1.33 ± 0.23	1.48 ± 0.34	6.21 ± 2.09	9.43 ± 2.79	8.71 ± 2.03
CMJ	0.44 ± 0.01	2.19 ± 0.49	1.68 ± 0.46	1.57 ± 0.41	6.46 ± 1.70	10.81 ± 3.45	9.14 ± 1.54
EUR	1.11 ± 0.07	1.41 ± 0.12	1.26 ± 0.28	1.06 ± 0.11	1.07 ± 0.17	1.17 ± 0.25	1.07 ± 0.18

Media ± SD de la altura de salto (JH [m]), momento articular neto (NJM [N-m/kg]) y potencia articular neta (NJP [W/kg]) durante el squat jump (SJ) y el countermovement jump (CMJ). EUR (coeficiente de utilización excéntrica) = Media ± SD para los coeficientes de utilización excéntrica basados en la altura del salto (JH) y en la articulación (momento articular y potencia articular).

Fuente: Kipp et al., 2021

Este estudio es un claro ejemplo de que una mayor comprensión de las diferencias entre el CMJ y el SJ puede propiciar un entrenamiento más preciso. Asimismo, la caracterización de las respuestas del CMJ frente al SJ a un entrenamiento determinado puede proporcionar información adicional sobre el lugar/tipo de adaptaciones promovidas únicamente por el CMJ.

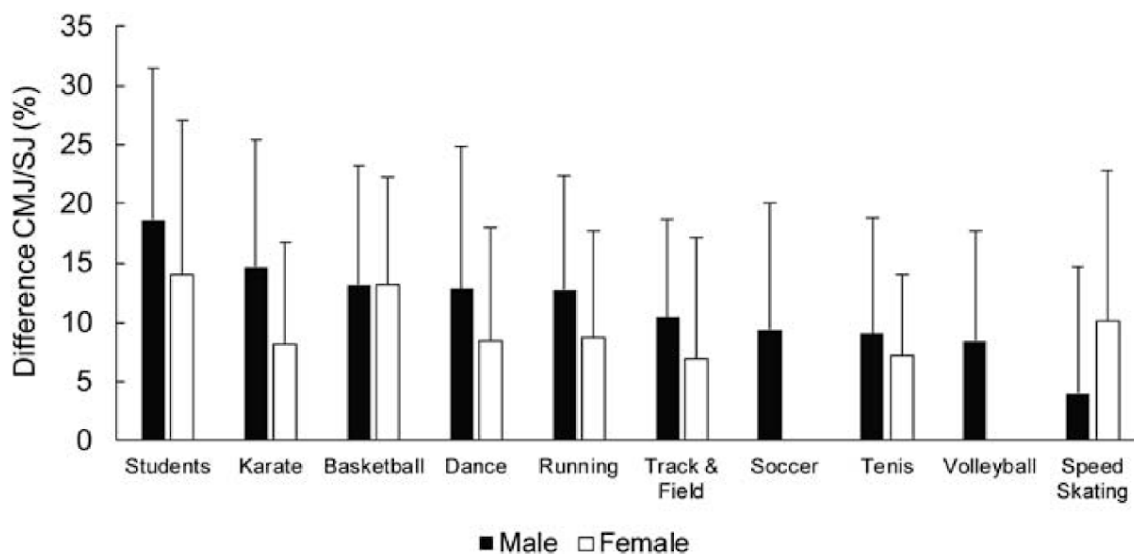
Utilización elástica/coeficientes de contramovimiento

Como se ha mencionado anteriormente, aislar el rendimiento concéntrico puede ser de interés para deportes específicos o posiciones específicas dentro de los deportes, y puede ser útil para la elaboración de perfiles. Sin embargo, el SJ suele incorporarse con mayor frecuencia en las baterías de pruebas de perfiles de atletas de deportes dinámicos y pruebas como denominador del rendimiento CMJ para caracterizar el rendimiento SSC (Suchomel et al., 2016; McGuigan et al., 2013). El coeficiente de utilización excéntrica (EUR)

(CMJ/SJ), también llamado *índice/porcentaje de aumento previo al estiramiento* ($[CMJ/SJ] / SJ * 100\%$) (Walsh et al., 1996), *coeficiente de utilización del contramovimiento* (CUR) (reconociendo que la fase descendente no es puramente excéntrica) o *diferencia absoluta de altura entre los saltos*, se suele utilizar como índice de la capacidad de SSC (Suchomel et al., 2016). Los valores o coeficientes más elevados son preferibles y, en general, se consideran indicativos de una mejor capacidad atlética (Komi & Bosco, 1978), lo que se interpreta como un uso más eficaz de la SSC. Por lo tanto, un coeficiente más bajo identifica a los atletas que necesitan más énfasis en el entrenamiento (pliométrico) orientado al SSC. Como tal, el SJ se ha utilizado principalmente como un denominador en la búsqueda de cuantificar los déficits en el rendimiento de SSC (McGuigan et al., 2006), en lugar de un medio para comprender mejor el rendimiento concéntrico "puro" o la capacidad de desarrollar fuerza rápidamente sin los beneficios asociados con el contramovimiento descritos anteriormente. Sin embargo, el concepto de que un mayor coeficiente CMJ:SJ debería implicar un mejor rendimiento atlético (Kozinc et al., 2021) ha sido cuestionado y se han presentado argumentos a favor de una mayor consideración del rendimiento SJ en sí mismo, en lugar de ser utilizado únicamente como denominador en los índices (Kozinc et al., 2021; Van Hooren & Zolotarjova, 2017).

Si bien hay estudios que han señalado que una mayor diferencia CMJ-SJ es una característica del atleta de alto nivel, por ejemplo, en una comparación de atletas de vóleybol y estudiantes de educación física (Komi & Bosco, 1978), este hallazgo no es consistente. En un análisis de futbolistas profesionales masculinos y femeninos, Castagna y Castellini (2013), sí encontraron una mayor diferencia CMJ-SJ en jugadoras de fútbol de nivel nacional en comparación con equipos sub17 y sub19, pero ninguna diferencia significativa en varones. Además, en un estudio a gran escala reciente sobre varios deportes, se registró el patrón inverso, según el cual la diferencia CMJ-SJ fue mayor (aunque no significativa) en estudiantes universitarios que en cualquiera de las poblaciones de atletas muestreadas (Kozinc et al., 2021). En este estudio, también útil como fuente de datos normativos para estas relaciones (Kozinc et al., 2021), se observan los patrones esperados de diferencia de altura de salto entre hombres y mujeres, entre deportes y entre CMJ y SJ: alturas de salto significativamente mayores en atletas de velocidad, voleibol y baloncesto en comparación con corredores de fondo, estudiantes y bailarines. Como se destaca anteriormente, el CMJ-SJ fue mayor en los estudiantes de la muestra que en los grupos de atletas y las mujeres tendieron a registrar un coeficiente más bajo en varios deportes (Figura 2).

Figura 1: Diferencia porcentual media CMJ:SJ por participación deportiva y género



Fuente: The difference between squat jump and countermovement jump in 770 male and female participants from different sports, by Z. Kozinc et al., 2021, *European journal of sport science*, 1–9. Advance online publication. <https://doi.org/10.1080/17461391.2021.1936654>

Difference CMJ/SJ	Diferencia CMJ/SJ
Students	Estudiantes
Karate	Karate
Basketball	Baloncesto
Dance	Baile
Running	Carrera
Track & Field	Atletismo
Soccer	Fútbol
Tennis	Tenis
Volleyball	Vóleybol
Speed Skating	Patinaje de velocidad
Male	Hombres
Female	Mujeres

Coeficientes CMJ:SJ: una visión alternativa centrada en el SJ

Es inherente a los coeficientes CMJ:SJ como el EUR, que un valor más alto pueda deberse tanto a un SJ deficiente como a una muy buena capacidad CMJ y SSC. Por lo tanto, un coeficiente o CMJ:SJ más alto no sólo podría deberse e interpretarse como un indicador

de una buena capacidad para utilizar el SSC, sino a un rendimiento muy pobre del SJ (y, como tal, se justifica la clasificación del rendimiento del SJ y la consideración de los valores en esta prueba, independientemente de su inclusión en un coeficiente con el CMJ).

Van Hooren y Zolotarjova (2017) destacan que, en lugar de reflejar una capacidad superior de SSC, un alto CMJ:SJ puede ser el resultado de un pobre rendimiento de SJ que refleja una capacidad insuficiente para aumentar rápidamente la activación muscular y reducir la flacidez rápidamente en el SJ (Van Hooren y Bosch, 2016). Sostienen que un SJ deficiente refleja una mayor flacidez muscular o tendinosa, una baja rigidez y una baja tasa de capacidad de desarrollo de la fuerza, indicadores de tendones con mayor conformidad. Por el contrario, las características asociadas a la rigidez del tendón, la capacidad de reducir rápidamente la flacidez tendinosa y el menor retardo electromecánico (el tiempo de retardo entre la activación muscular y el inicio del desarrollo de la fuerza) son cualidades neuromusculotendinosas deseables (Grosset et al., 2009). De hecho, Kubo et al., (1999) informaron que una mayor rigidez tendinosa se asociaba con una menor diferencia de altura SJ-CMJ en atletas sanos. En una comparación de jugadores de vóley de élite con y sin tendinopatía rotuliana, Helland et al., (2013), observaron que los tendones de los atletas con patologías eran significativamente menos rígidos y que estos atletas tenían una diferencia CMJ-SJ significativamente mayor ($3,4 \pm 2,2$ cm) que sus homólogos sanos ($1,2 \pm 1,5$ cm). Además, se sugiere que las propiedades elásticas de las estructuras tendinosas influyen en el CMJ:SJ cuando Kubo et al. (1999) señalaron que una menor rigidez del tendón del vasto lateral (mayor elasticidad) se asociaba con un mayor aumento del CMJ, pero no con valores más elevados para cualquiera de las pruebas.

Como se ha comentado, el término rigidez se utiliza y calcula de múltiples formas y puede referirse a un tendón, a una articulación o al centro de masa. Esto puede explicar en parte por qué, desde la perspectiva de los resultados, se registran asociaciones aparentemente paradójicas: por ejemplo, la rigidez del tendón se considera beneficiosa desde la perspectiva del rendimiento neuromuscular (Kubo et al., 1999). Por otra parte, en las mujeres, un "aterrizaje más rígido" en el drop jump, que denota una menor flexión de la rodilla / mayor fuerza vGRF dentro de ese rango, se asoció con un mayor riesgo de lesión del LCA (Hewett et al., 2005), mientras que en los hombres con RLCA el riesgo de volver a lesionarse fue menor en aquellos con menor flexión y tiempo de contacto (es decir, un aterrizaje más rígido) en el DJ (King et al., 2021). Esta evidencia, junto con otros trabajos, como un estudio transversal que demostró que la altura de salto se asociaba positivamente con la rigidez en jóvenes atletas pero no en jóvenes no atletas, pone de manifiesto que las asociaciones rigidez-rendimiento-lesión no son uniformes y probablemente interactúan con otras cualidades neuromusculares y de fuerza, entre otros factores.

Este estudio también señaló que la rigidez del tendón era un determinante significativo similar de la altura del SJ y del CMJ (Pentidis et al., 2020). Del mismo modo, se observaron correlaciones significativas en adultos entre la rigidez de la aponeurosis del vasto lateral y ambas pruebas de salto, con una asociación ligeramente mayor con el SJ que con la altura del CMJ (r para la rigidez del vasto lateral: SJ=0,65; CMJ=0,55). La rigidez también se asoció con otras variables de fuerza, velocidad y potencia de la fase concéntrica del salto cinético en ambos saltos (fuerza máxima y potencia, fuerza y velocidad en potencia máxima), excepto para las asociaciones de potencia media, que también fueron ligeramente más fuertes para las variables de SJ que para las de CMJ. Para poner estos valores r en contexto, la relación más fuerte entre la tasa isométrica de desarrollo de torsión (equivalente a la tasa de desarrollo de fuerza) y la rigidez observada en el mismo estudio de ciclistas competitivos y jugadores de vóleybol fue un $r=0.69$ para la tasa absoluta de desarrollo de torque a 200m. Puede resultar intuitivo que el almacenamiento y la utilización de la energía elástica contribuyan a un mejor rendimiento en el CMJ, pero también parecen mejorar el rendimiento en el SJ. Van Hooren y Zolotarjova (2017) destacaron que durante la fase inicial ascendente/concéntrica del SJ, los tejidos tendinosos se estiran por la contracción concéntrica de las fibras musculares y esta energía elástica se recupera, mejorando la producción de fuerza en la parte posterior de la fase ascendente. Esto también sugiere que la capacidad de desarrollo de fuerza/reducción más rápida de la flacidez muscular es una adaptación que influye en la eficiencia del proceso de almacenamiento de energía/recuperación y en la transmisión de la tensión muscular, sustentando no sólo el SJ sino también el rendimiento del CMJ y la capacidad de SSC. Además, los estudios de entrenamiento que muestran una asociación entre los cambios en el rendimiento del SJ y la rigidez confirman el potencial del SJ para detectar adaptaciones en esta cualidad musculotendinosa.

Diferencia estable/reducida entre el CMJ y el SJ tras las intervenciones de entrenamiento:

Varios estudios de intervenciones de entrenamiento de levantamiento de pesas o pliométrico muestran mejoras significativas tanto en el rendimiento del CMJ como del SJ, sin cambios en la diferencia CMJ:SJ (Chelly et al., 2010; Gehri et al., 1998; Hawkings et al., 2009). Sin embargo, cabe destacar que las intervenciones de entrenamiento isométrico que aumentan las medidas de rigidez aumentan el SJ pero no la altura del CMJ (Kubo et al., 2006), con la consiguiente disminución del CMJ:SJ.

Estos resultados indican que el aumento de CMJ:SJ no puede considerarse un indicador global de progreso o desarrollo del rendimiento de la fuerza y el acondicionamiento. Examinar el SJ exclusivamente en referencia al rendimiento en CMJ y considerar universalmente un mayor CMJ:SJ como deseable tampoco es recomendable. El autor sugiere que el rendimiento en SJ:CMJ también debería considerarse como un cuadrante que permita ver los valores absolutos y la clasificación de ambas pruebas. De este modo

se puede identificar fácilmente un rendimiento deficiente en ambas pruebas y diferenciar a los atletas que tienen un coeficiente elevado debido a un SJ bajo o a un aumento excepcional en el CMJ, utilizando valores de referencia grupales o externos para ambas pruebas.

Squat jump: análisis cinético

Mientras que la información obtenida a partir de un análisis cinético del CMJ sobre el análisis de la altura del salto por sí solo está claramente establecida en la elaboración de perfiles y el seguimiento de atletas sanos y en rehabilitación, la bibliografía dedicada a determinar el valor añadido del análisis cinético del SJ es mucho menor. Esto se debe a que el SJ se incluye con menos frecuencia que el CMJ en la elaboración de perfiles de las cualidades neuromusculares de los atletas y en la monitorización de la respuesta a la carga, debido al mayor interés que suscitan las pruebas que implican al SSC, como el CMJ y el DJ, que se considera que tienen una mayor validez ecológica para los movimientos deportivos,

En cuanto a la elaboración de perfiles de atletas, en la mayoría de los deportes se prioriza la medición de la función del CSS, y podría decirse que el drop jump se elige antes que el SJ, ya que las evaluaciones se añaden con moderación a una batería de pruebas, si el tiempo de las pruebas es limitado, como suele ocurrir. Como se ha comentado anteriormente, se sostiene que la cuantificación de los resultados en un salto sin contramovimiento y sin SJ puede proporcionar información útil sobre aspectos de la función neuromuscular-musculotendinosa. Sin embargo, se necesita más información para confirmar algunos de los conceptos destacados por Van Hooren y sus colegas en sus dos revisiones del tema, y para definir qué conocimientos específicos se obtienen sobre los ya obtenidos por un análisis cinético exhaustivo del CMJ.

Como se discute más adelante en este curso con respecto a la monitorización de la respuesta a la carga, mientras que algunos estudios han examinado las alteraciones del rendimiento del SJ en respuesta al ejercicio de la fatiga o la competición (Sams et al., 2018; Gathercole et al., 2015), hay un corpus mucho mayor de evidencia que describe el rendimiento y las respuestas cinéticas del CMJ (Alba-Jiménez, 2022). No obstante, futuras investigaciones que examinen las respuestas cinéticas del SJ con mayor detalle podrían revelar su capacidad para detectar respuestas a tipos específicos de carga.

Rendimiento del SJ sin contramovimiento y problemáticas del análisis cinético

Entre los obstáculos que dificultan la labor de recopilación de información asociada al análisis de la cinética del SJ y que limitan el uso de la prueba en contextos de alto

rendimiento, se destaca la dificultad de realizar un SJ puramente concéntrico como el que se muestra en la figura 2a.

Figura 2a: Perfil ideal de fuerza-tiempo, velocidad-tiempo y desplazamiento-tiempo del squat jump

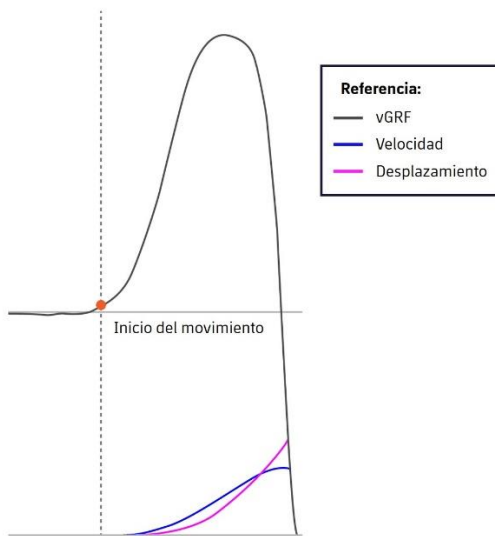
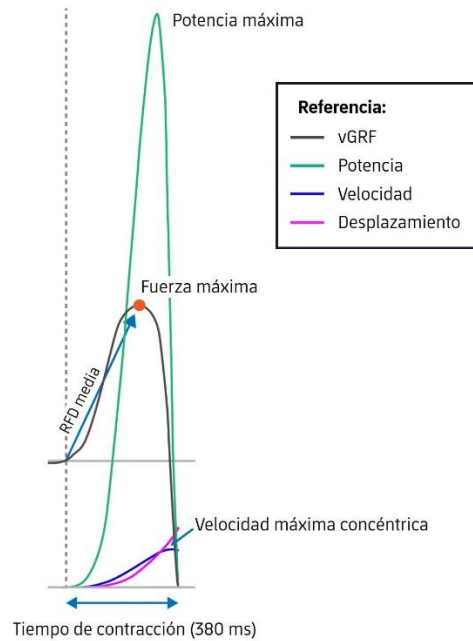


Figura 2b: Métricas del squat jump derivadas de las curvas de fuerza-tiempo, potencia-tiempo y desplazamiento-tiempo

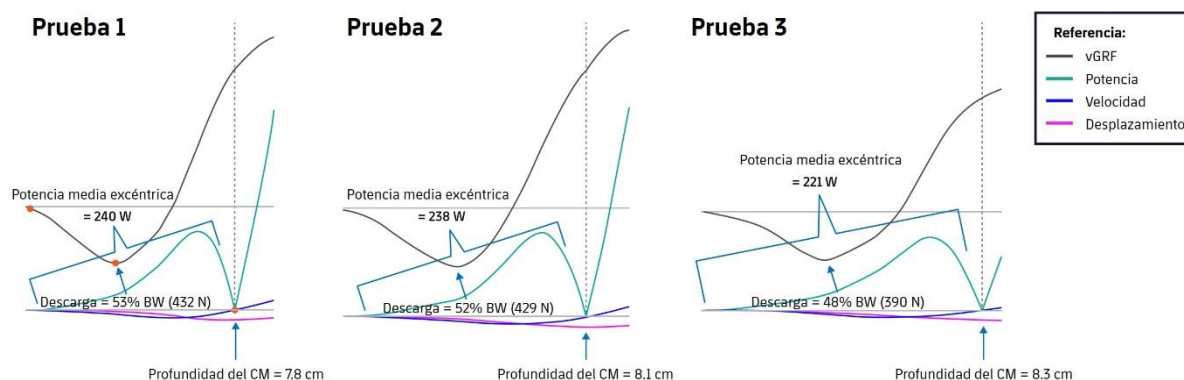


Fuente: Elaboración propia

Start of movement	Inicio del movimiento
Reference	Referencia
vGRF	vGRF
Velocity	Velocidad
Displacement	Desplazamiento
Peak Power	Potencia máxima
Peak force	Fuerza máxima
Average RFD	RFD media
Concentric peak velocity	Velocidad máxima concéntrica
Contraction time (380 ms)	Tiempo de contracción (380 ms)
Power	Potencia

Sin embargo, las cinéticas obtenidas al utilizar plataformas de fuerza revelan que cierto grado de contramovimiento es muy habitual. Como se ha descrito anteriormente, realizar un salto sin contramovimiento resulta artificial y contrarresta las estrategias motoras que maximizan el rendimiento, es decir, el estiramiento previo (Hasson et al., 2004). Pocos atletas realizarán un SJ sin contramovimiento la primera vez que se les pida y algunos no podrán realizarlo en repetidos intentos (como se muestra en la figura 3 a continuación).

Figura 3: Muestra de pruebas de squat jump de futbolistas de élite: Curvas fuerza-tiempo, velocidad-tiempo, potencia-tiempo y desplazamiento-tiempo



Fuente: Elaboración propia

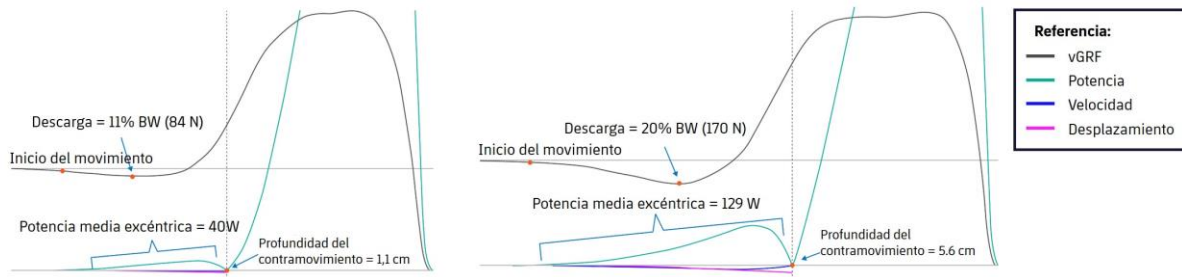
Trial	Prueba
Eccentric mean power	Potencia media excéntrica
Unloading = 53% BW (432 N)	Descarga = 53% BW (432 N)
CM depth	Profundidad del CM

Reference	Referencia
vGRF	vGRF
Power	Potencia
Velocity	Velocidad
Displacement	Desplazamiento

Establecer e implementar los criterios para determinar qué se debe aceptar como un SJ, y cómo tratar datos como los obtenidos en el atleta de la figura 3, es el mayor desafío para una implementación útil de la prueba utilizando plataformas de fuerza, es decir, con el objetivo de obtener información adicional más allá de la altura del SJ a partir de los datos de fuerza-tiempo obtenidos.

Al realizar un squat jump en un dispositivo de contacto o de cronometraje en un entorno de rendimiento, el profesional generalmente evalúa subjetivamente si el atleta se ha adherido o no a la instrucción de no contramovimiento. En algunos casos, también se proporcionan datos objetivos mediante un transductor lineal o vídeo, y se puede establecer un criterio de grado de contramovimiento como umbral de aceptación de la prueba. Cuando la evaluación se realiza en placas de fuerza y se examinan las curvas de fuerza-tiempo, es evidente que la mayoría de los saltos en cuclillas se realizan con cierto grado de descarga involuntaria (disminución de vGRF) o CM como un contramovimiento de pequeña amplitud (SACM) (Sheppard y Doyle, 2008). El SACM se definió como un desplazamiento negativo de menos de 2cm, o <10% de la masa corporal. Según lo observado, en algunos deportes como el fútbol, menos del 50% de las pruebas de SJ se realizan sin un SACM o un CM mayor. La figura 4 ilustra a un atleta que en una prueba realizó un SACM (según el criterio de contramovimiento <2cm) y otra prueba en la que el contramovimiento excedió este valor (5,6cm), lo que puede denominarse como contramovimiento de gran amplitud (LACM). Además de la profundidad del CM, se muestran la potencia media excéntrica y la disminución del vGRF desde la posición inicial, ya que también refleja la descarga del vGRF y la fase descendente/acción excéntrica.

Figura 4: Perfil de fuerza-tiempo, potencia-tiempo, velocidad-tiempo y desplazamiento-tiempo del squat jump con SACM (panel izquierdo) y con contramovimiento superior al SACM (panel derecho).



Fuente: Elaboración propia

Unloading = % BW (N)	Descarga = % BW (N)
Start of movement	Inicio del movimiento
Eccentric mean power = 40W	Potencia media excéntrica = 40W
Counter-movement Depth = 1.1 cm	Profundidad del contramovimiento = 1,1cm

Si bien esta información es reveladora e interesante, también genera problemas metodológicos respecto de la toma de decisiones de aceptación/rechazo del ensayo y complejidades en el cálculo e interpretación de las variables cinéticas. Además, mientras que los profesionales que utilizan placas de fuerza para medir los SJ estarán familiarizados con la dificultad que tienen los atletas para lograr un CM cero o mínimo, a excepción del trabajo de Shepard y Doyle, los estudios que informan sobre la cinética de la sentadilla y los resultados del rendimiento generalmente no describen esta cuestión sistemáticamente ni si han tratado o cómo han tratado la aparición de SACM o LACM. Según la experiencia del autor en el ámbito de los deportes de equipo de élite donde los jugadores sólo suelen realizar SJ, esta prueba se realiza periódicamente (es decir, de 1 a 3 veces al año), por lo que pocos ensayos cumplirán un criterio y el profesional deberá considerar la posibilidad de disponer de una estructura que proporcione información en tiempo real, comprobando subjetivamente la curva fuerza-tiempo, o el cálculo instantáneo de las variables que pueden utilizarse para cuantificar la fuerza-tiempo. Sin embargo, el profesional también tendrá que evaluar cuántas veces es conveniente solicitar a sus atletas que repitan la prueba si no se cumplen los criterios de CM nula o mínima.

No obstante, se ha reportado una buena fiabilidad para la altura SJ y, en menos estudios, para variables cinéticas como la potencia máxima y la fuerza máxima, en individuos entrenados (Markovic et al., 2004; Petronijevic et al., 2018; Hebert-Losier y Beaven, 2014;



Cronin et al., 2004; Sattler et al., 2012). En varones físicamente activos con familiarización limitada, Moir et al. (2005) reportaron una buena fiabilidad entre días (rango CV: 1,2 - 7,6 %) en la fuerza máxima de SJ, la tasa media de desarrollo de la fuerza, la velocidad de despegue, la potencia media y máxima, pero observaron valores más bajos para la tasa máxima de desarrollo de la fuerza. Sin embargo, como puede observarse con respecto al intervalo diario en la figura 3, los atletas pueden producir sistemáticamente resultados de pruebas que no cumplen con los criterios. Las variables de puntos discretos y picos son las que se notifican con más frecuencia (como se muestra en la figura 2b anterior) y su cálculo no se ve menoscabado por un MC. Por otro lado, cualquier variable cuyos cálculos comiencen al inicio del movimiento, incluyendo el intervalo RFD de 0 a 50 o 100 ms, como por ejemplo, el tiempo hasta el pico de fuerza, los impulsos limitados en el tiempo (50, 100), son susceptibles a los efectos de SACM o LACM y la fuerza media y la potencia también pueden verse afectadas, así como por diferentes umbrales SoM. Esto se debe a que el profesional o el proveedor del software tendrán un algoritmo para el inicio del movimiento por desplazamiento (ya sea negativo o positivo) que puede incorporar inadvertidamente una potencia o impulso negativo o una pendiente negativa.

Nótese, sin embargo, que aunque el cálculo de la fuerza máxima, la potencia máxima o la RFD máxima, o incluso la altura del salto, no se ven menoscabados por el SACM/LACM, es posible que los propios valores sean más elevados que los que obtendría el atleta si realizara un SJ puro. Sheppard y Doyle, (2008), informaron que los SACM podían aumentar la altura del SJ hasta 6 cm en atletas de élite, aumentando en consecuencia el rendimiento del SJ y reduciendo las relaciones CMJ:SJ, lo que cuestiona fundamentalmente la validez de la prueba y las proporciones. Aunque puede justificarse la persistencia de las evaluaciones de SJ, es importante que el profesional sea consciente de estas cuestiones y tenga en cuenta estas métricas a la hora de seleccionar e interpretar los datos de SJ por sí solos o como parte de los coeficientes de CMJ.

Umbrales de inicio de movimiento

Al igual que con el CMJ, los umbrales de detección del inicio del movimiento del SJ pueden afectar la validez y fiabilidad de las métricas. Los profesionales que utilizan software que proporciona detección automática de SJ, y por lo tanto inicio de movimiento e inicio de integración, deben conocer estos umbrales así como los efectos potenciales del SACM o LACM en la identificación del inicio de movimiento y el cálculo de las métricas de interés. Por ejemplo, Pérez-Castilla (2019) comparó 5 umbrales de inicio de movimiento diferentes propuestos en la literatura para la detección del inicio de movimiento en el CMJ (Meylan et al., 2011; Giroux et al., 2015; Owen et al., 2014) en cuanto a la fiabilidad y la magnitud de una serie de variables cinéticas del SJ en saltos con y sin carga (pero aquí nos centramos en los hallazgos para saltos sin carga). Se examinaron los umbrales absolutos (10 o 50 N) y relativos (1% o 10% del peso del sistema (SW) (masa corporal en un salto sin carga) o 5 desviaciones estándar [5SD-SW]). Esto significa

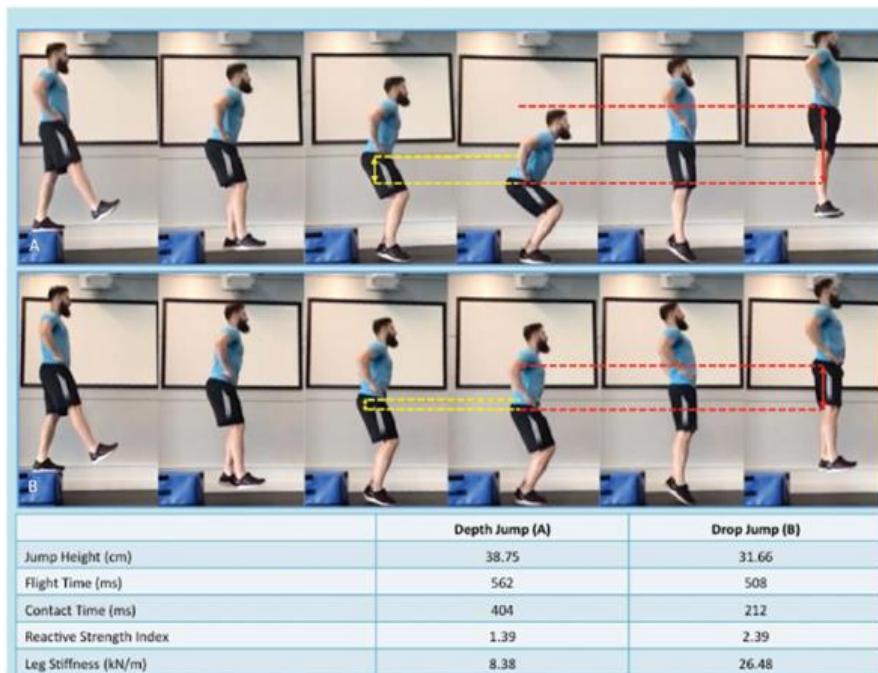
desviaciones (+ / -) de la vGRF en la posición inicial en cuclillas que representa el inicio del movimiento, la integración de los datos de fuerza-tiempo y el cálculo métrico. Se clasificaron los umbrales mayores de 50 N y 10% de SW como "conservadores", es decir, menos fáciles de activar, y 10 N y 1% de SW como "menos conservadores" (más sensibles). En cuanto al CMJ, esto representa un equilibrio del que el profesional debe ser consciente. En el laboratorio, una mayor sensibilidad parece la elección obvia, ya que puede proporcionar una mayor precisión y exactitud al integrar antes la fuerza-tiempo. En un entorno deportivo más ruidoso, sin embargo, un umbral menos sensible es útil ya que puede reducir la probabilidad de activaciones falsas o de tener que pedirle a los atletas que repitan las pruebas porque no eran estables. También hay que tener en cuenta que es más difícil mantener una curva fuerza-tiempo estable en una posición en cuclillas que en una posición quieta estando de pie.

Como era de esperar, la fiabilidad de la altura del salto y los valores de las variables de pico, como la fuerza y la potencia, no difirieron significativamente según el umbral utilizado. Sin embargo, se observaron diferencias significativas en otras variables. Además, como se predijo basándose en la integración de una mayor señal de fuerza-tiempo, la magnitud de las variables también se vio afectada por esta selección de umbrales, con los umbrales de 50 N y 10% SW significativamente más bajos, pero no la fuerza máxima ni la RFD máxima (la RFD más alta en un intervalo de 5 Ms). Utilizando el 5SD-SW se observaron magnitudes similares a las de los umbrales sensibles/no conservadores (es decir, también mayores que el 50 N y el 10% SW, lo que indica una mayor integración del registro fuerza-tiempo) y los autores recomiendan el 5SD-SW en función de la mayor fiabilidad e integración del registro. Lamentablemente, en este estudio no se trató la presencia ni el tratamiento de los SACM, por lo que no está claro si el análisis y sus conclusiones asumen o no datos sin SACM.

El drop jump

El *drop jump* (DJ) o "salto vertical de caída" (*drop vertical jump* o DVJ) es otra de las pruebas de salto que forman parte del protocolo Bosco. Aunque existen algunas variantes de la prueba que se comentan a continuación, fundamentalmente la prueba consiste en dejarse caer o bajar de un escalón al suelo y, al aterrizar, realizar inmediatamente un salto vertical máximo. En este curso nos centramos en el DJ como herramienta de evaluación del rendimiento neuromuscular/biomecánico, aunque, como se ha mencionado anteriormente, los saltos de caída o en profundidad (véase la figura 13) también son ejercicios pliométricos utilizados para desarrollar la función del SSC (Bobbert et al., 1990; Markovic y Mikulic, 2010). La evaluación del RSI (índice de fuerza reactiva) a diferentes alturas de escalón se utiliza para definir la altura de escalón óptima que debe utilizarse en este tipo de entrenamiento.

Figura 5: El salto en profundidad (A) y el drop jump (B)



Jump Height (cm)	Altura de salto (cm)Altura de salto (cm)
Flight Time (ms)	Tiempo de vuelo (ms)Tiempo de vuelo
Contact Timer (ms)	Tiempo de contacto (ms)
Reactive Strength Index	Índice de fuerza reactiva
Leg Stiffness (kN/m)	Rigidez de la pierna (kN/m)
Depth Jump	Salto en profundidad
Drop Jump	Salto de caída

Las flechas amarilla y roja indican la magnitud del desplazamiento del centro de masa en el aterrizaje y el despegue respectivamente. En el salto en profundidad, el desplazamiento en el aterrizaje es sustancialmente mayor (un mayor contramovimiento), lo que da lugar a un mayor tiempo de contacto y a una mayor altura de salto. El drop jump implica un contramovimiento menos profundo y un tiempo de contacto más corto, lo que lo convierte en un salto más rígido, con una menor altura de salto alcanzada pero un mayor índice de fuerza reactiva (relación entre la altura de salto y el tiempo de contacto).

Fuente: Pedley et al., 2017. (Drop Jump: A Technical Model for Scientific Application. 2017. Strength and Conditioning Journal 39(5):1

Al igual que el squat jump, como históricamente se realiza utilizando alfombras de contacto/dispositivos ópticos como marcadores de rendimiento, la gran mayoría de la bibliografía describe el tiempo de vuelo (o altura de salto estimada) y el tiempo de contacto y la relación de ambos (índices de fuerza reactiva). En el contexto de la fuerza y el acondicionamiento, el uso más común de la prueba es perfilar la función SSC de tiempo de contacto corto (es decir, <250 ms) ("corto" en relación con el tiempo de contacto (contracción) de 500-800 ms del común del CMJ). Sin embargo, también hay un amplio volumen de investigación relacionada con el riesgo de lesiones en la parte inferior del cuerpo (como se discute en el Curso 2, Módulo 3), que detalla la cinética y cinemática a nivel articular del DL y, en menor medida, del SL-DJ.

Los índices de fuerza reactiva i (RSI) se calculan utilizando la altura de salto (generalmente estimada a partir del tiempo de vuelo, pero puede determinarse utilizando el método impulso-momento cuando se realiza en plataformas de fuerza) dividida por el tiempo de contacto, y la relación de fuerza reactiva (RSR) calculada dividiendo el tiempo de vuelo por el tiempo de contacto (también denominada tiempo de vuelo:tiempo de contacto) (Healy et al., 2016). Estos índices han demostrado ser altamente fiables (Ebben et al., 2010; Flanagan et al., 2008) Utilizaremos el término RSI para referirnos a cualquiera de estos cálculos. Estas métricas se visualizan en un perfil de fuerza-tiempo de DJ en la figura 7 (panel izquierdo) a continuación.

Un RSI más alto representa una función de SSC más eficiente que refleja una combinación de preactivación muscular coordinada antes del aterrizaje y la capacidad de hacer frente a las fuerzas excéntricas generadas por la carga de impacto de la masa corporal y la transición rápida a la fase concéntrica y el despegue y de generar un gran impulso positivo en un tiempo y desplazamiento mínimos produciendo tanto un contacto corto como una gran altura de salto (reflejan la capacidad de absorber rápidamente y luego producir fuerzas verticales de reacción contra el suelo) (Douglas et al., 2018). El RSI también se propone como un indicador de la rigidez vertical del atleta (Flanagan y Comyns, 2008; Kipp et al., 2018). Además, se observaron correlaciones significativas de pequeñas a moderadas entre el RSI y la altura de salto en los DJ de 30 y 40 pero no de 20 cm y la rigidez dinámica del tendón en los tendones del cuádriceps rotuliano y recto femoral y la unidad del tendón gastrocnemio-Aquiles en atletas jóvenes varones (Gervasi et al., 2020). Un estudio en varones adultos halló asociaciones entre el DJ RSI de 15 cm y la altura de salto y la rigidez del gastrocnemio medial en reposo (Ando et al., 2021).

La evaluación del DJ generalmente se entrena para minimizar el tiempo de contacto y maximizar la altura del salto, indicaciones que se utilizan para evaluar la RSI en una prueba típica de DJ. Sin embargo, además de este DJ "reactivo" también se describen otros dos enfoques o tipos de drop jump: con rebote y con contramovimiento (CM) (Pedley



et al., 2017). El DJ-CM enfatiza el logro de la altura del salto en lugar de un tiempo de contacto corto e implica un mayor contramovimiento y, en consecuencia, un mayor tiempo de contacto en el aterrizaje. El énfasis del DJ-rebote está en minimizar el tiempo de contacto con el suelo e invertir inmediatamente la velocidad descendente en el aterrizaje en lugar de la máxima altura de salto. Por lo tanto, los enfoques de rebote y CM y las instrucciones de entrenamiento pueden aplicarse en la prescripción de entrenamiento para hacer hincapié en la neuromecánica específica, o para enseñar los elementos de la evaluación reactiva, primero deconstruyéndola y practicando ambos componentes antes de "juntarlos".

Generalidades sobre el uso del DJ como herramienta de evaluación

El DJ examina el modo en que el atleta hace frente a las exigencias de desaceleración de su masa tras una caída desde un escalón (normalmente de 31 cm) y produce suficiente fuerza e impulso para minimizar el tiempo que pasa en el suelo mediante una rápida desaceleración de la masa corporal para invertir la aceleración negativa y comenzar la aceleración positiva para abandonar el suelo y realizar un salto vertical máximo. Para que también se consiga una buena altura de salto, la generación de fuerza debe ser rápida y de gran magnitud para producir el impulso necesario en este tiempo y desplazamiento del centro de masa mínimos, lo que depende de una buena transferencia de la energía absorbida durante el descenso y de la capacidad de producción de fuerza durante la fase ascendente.

Mientras que la fase descendente del CMJ tiene demandas excéntricas por las que la masa corporal de aceleración negativa debe desacelerarse e invertir la dirección del movimiento para producir un movimiento ascendente, en el CMJ esto comienza desde una posición inicial con el cuerpo de pie, mientras que en el DJ la desaceleración de la masa corporal * impacta con la velocidad creada por el componente de caída del DJ (cuanto más alta es el escalón, mayor es la velocidad de impacto), lo que genera mayores demandas de carga y desafíos para las capacidades excéntricas del atleta. Por lo tanto, desde una perspectiva de perfil de rendimiento de fuerza/SSC, las métricas de rendimiento de DJ reflejan capacidades excéntricas bajo una carga mayor que en el CMJ.

Hay numerosos estudios que demuestran que los resultados del rendimiento (RSI, tiempo de contacto o altura de salto) se asocian con aspectos del rendimiento deportivo como la velocidad máxima de carrera (Kale et al., 2009; Douglas et al., 2019), la capacidad de desaceleración (Harper et al 2022) y la capacidad de cambio de dirección (Emmonds et al., 2019). Pruebas recientes demuestran que un menor tiempo de contacto se asocia a un menor riesgo de nueva lesión del LCA en los varones (King et al., 2021). Se ha demostrado que el RSI es sensible a la fatiga residual generada por el ejercicio de alta intensidad o la competición (Oliver et al., 2008; Gathercole et al., 2015). Por lo tanto, las métricas fácilmente accesibles en el DJ pueden proporcionar un valor diagnóstico sustancial, independientemente de la cinética.



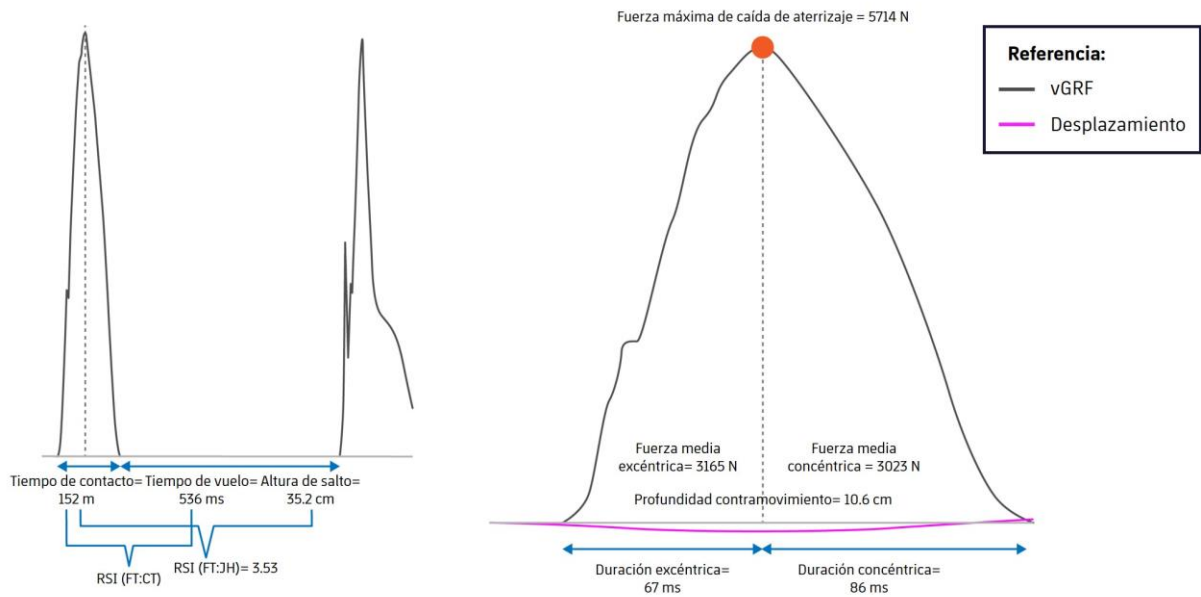
Sin embargo, también existe un gran número de trabajos que describen la evaluación de la cinemática del DJ con biomecánica 3D en relación con la identificación de cinemáticas articulares de riesgo (es decir, aquellas que aumentan la carga del ligamento) y estudios que describen déficits residuales en la biomecánica y cinética del DJ después de una lesión así como pruebas prospectivas que evidencian asociaciones entre la biomecánica del DJ y la incidencia de una nueva lesión (Paterno, et al; Hewett, et al; King et al) como se discute en el Curso 2, Módulo 3. Numerosos estudios también han examinado factores mediadores como el género y la maduración en la biomecánica del aterrizaje (DiCesare et al., 2019; Nasseri et al., 2021), en un intento de comprender el riesgo sustancialmente mayor de RLCA en atletas femeninas. Aunque la mayor parte de los estudios sobre la detección del riesgo de lesiones en el DJ se han dedicado al riesgo o las consecuencias del LCA, como se describe en el curso 3, también se han examinado las asociaciones entre la biomecánica y/o cinética del DJ y las lesiones de tobillo, las tendinopatías y otras lesiones.

Las lesiones de ligamentos de las extremidades inferiores sin contacto se producen por la interacción entre la fuerza externa y la atenuación inadecuada de las cargas articulares (Shimokochi y Schultz, 2008). La carga y el control posterior requeridos en el primer "aterrizaje de caída" (drop landing) (DJ-L1) del DJ han provocado que se investigue el DJ (y los aterrizajes de caída, que implican la caída sin un salto posterior) como factor de riesgo biomecánico del LCA y, en menor medida, del tobillo (Doherty et al., 2014; Doherty et al., 2015), así como del mecanismo de lesión, durante más de dos décadas. Como se describe en el Curso 2, el DJ (y en especial los datos obtenidos en el primer "aterrizaje de caída") se utiliza en la detección del riesgo de lesión y en la identificación de déficits residuales posteriores a la lesión que pueden aumentar el riesgo de una nueva lesión. El uso de la cinética DL y SL-DJ en la rehabilitación también se discute en el módulo "Herramientas para la rehabilitación" de este curso. Mientras que el DJ consiste en dos aterrizajes, la gran mayoría de estas investigaciones sobre la biomecánica del aterrizaje, con algunas pocas excepciones (Bates et al., 2013; Doherty et al., 2015), han examinado el DJ-L1. Además, el aterrizaje de caída (es decir, caer desde un escalón y quedarse pegado al suelo en lugar de saltar verticalmente) también cuenta con un amplio corpus de pruebas para su uso en la detección de riesgos (Collings et al., 2019).

Este módulo se centra en exponer la información potencial que se obtiene al determinar la cinética vGRF bilateral del DJ (las asimetrías se abordan en otros módulos), es decir, ¿qué aporta el análisis cinético en términos de ganancia de información más allá del CT, FT y RSI? El panel derecho de la figura 7 muestra el perfil fuerza-tiempo vGRF en el DJ y algunas de las métricas derivadas.

Figura 6: Perfil vGRF-tiempo y métricas del drop jump.





Fuente: Elaboración propia

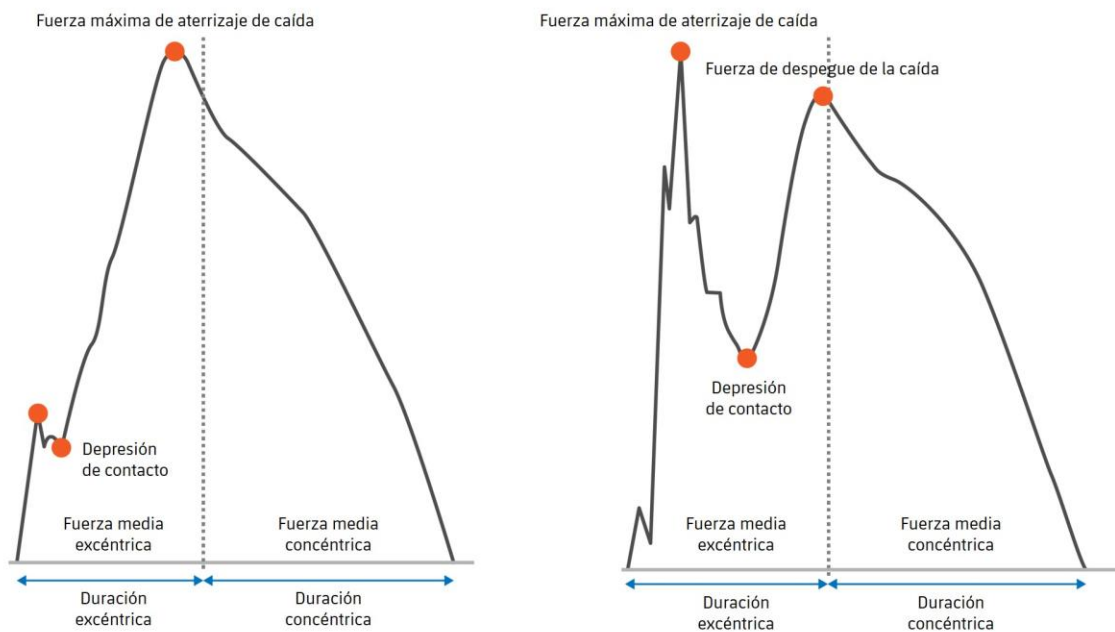
Referencias: Las letras en negrita indican métricas de rendimiento que también pueden obtenerse con dispositivos ópticos o alfombras de contacto. Variables cinéticas seleccionadas derivadas del análisis cinético de pruebas realizadas en una plataforma de fuerza.

Contact time =	Tiempo de contacto =
Flight time	Tiempo de vuelo
Jump height	Altura de salto
RSI (FT:CT)	RSI (FT:CT)
RSI (FT: JH)	RSI (FT:JH)
Eccentric mean force	Fuerza media excéntrica
Concentric mean force	Fuerza media concéntrica
Counter movement Depth	Profundidad contramovimiento
Eccentric duration	Duración excéntrica

Como se ha destacado, la mayor parte de la investigación DJ-cinética se ha relacionado con las asimetrías residuales en las fuerzas máximas de aterrizaje después de una lesión (Paterno et al., 2007; Doherty et al., 2014; Doherty et al., 2015; Itherburn et al., 2021), principalmente con el aterrizaje de caída (DJ-L1). Los análisis más profundos de la fase de contacto (1er aterrizaje) tienden a orientarse más hacia la cinemática que a la cinética, es decir, examinan las fases o subfases descendentes-ascendentes (excéntricas-concéntricas). En cambio, los estudios relacionados con el rendimiento se han centrado en las asociaciones entre el DJ-RSI, la altura del salto y el tiempo de contacto, y el rendimiento motor. Sin embargo, algunos estudios recientes que examinan la cinética del DJ y las variables de rendimiento sugieren que puede obtenerse información complementaria sobre las cualidades neuromusculares examinando la curva fuerza-tiempo producida durante la prueba (Pedley et al., Pedley et al., Harper et al).

Cuando comience a inspeccionar las curvas fuerza-tiempo del DJ, el profesional observará que la forma de onda del DJ, incluso en atletas no lesionados, revela algunas características cualitativas distintivas que no aparecen de forma consistente en todos los individuos. Por ejemplo, compare la forma de la onda del DJ y la aparición de un único pico de caída en la figura 14 con la onda "bimodal" y el doble pico observado en el DJ de la figura 15b. Ambos son DJ realizados por futbolistas profesionales sanos. Este tipo de DJ genera la necesidad de una terminología variable adicional, como se destaca en la figura. Características/métricas adicionales a las evidentes en la prueba mostrada en la figura 14. En el panel derecho se observa un gran pico de impacto, que puede o no superar la magnitud de un segundo y crea una "depresión de contacto".

Figura 7 a.b: Muestras de cinética de drop jump con una depresión de contacto pequeña (panel izquierdo) y grande (panel derecho)



Fuente: Elaboración propia

Peak drop landing force	Fuerza máxima de aterrizaje de caída
Contact trough	Depresión de contacto
Eccentric mean force	Fuerza media excéntrica
Concentric mean force	Fuerza media concéntrica
Eccentric duration	Duración excéntrica
Concentric duration	Duración concéntrica
Peal drive off force	Fuerza de despegue de la caída

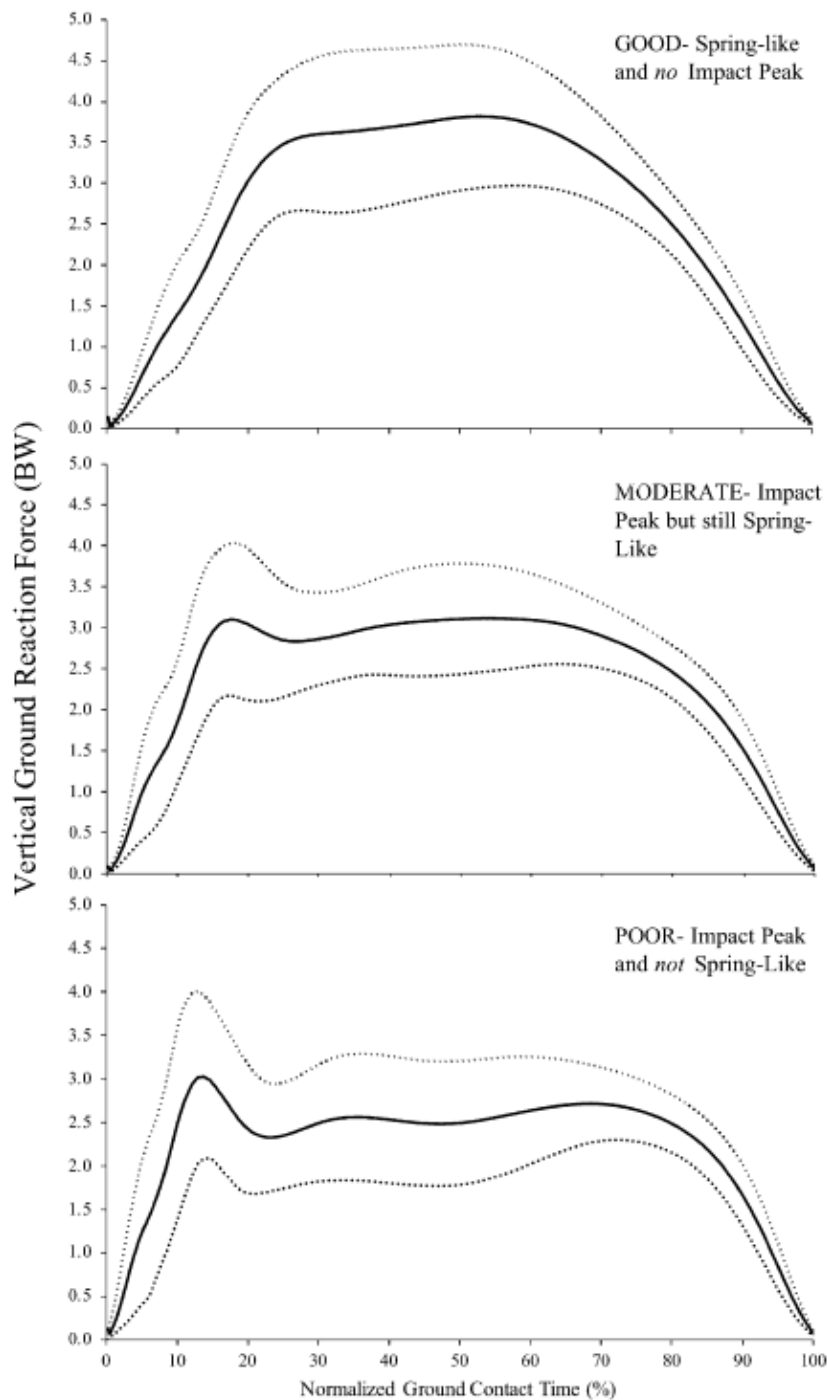
La aparición de un pico de fuerza de aterrizaje temprano identificable es común en los atletas preadolescentes y se observó que la relación entre el primer pico de fuerza de aterrizaje y el segundo ("pico de fuerza de impulso" en la figura 15b) se atenúa a lo largo de la maduración en los hombres, pero no en las mujeres (Hewett et al., 2006). Pedley et al. (2020), sugieren que este pico es la expresión de un mecanismo de amortiguación disfuncional (mecanismos que incluyen patrones de preactivación muscular antes del aterrizaje que tienen como objetivo producir la atenuación de la fuerza de impacto

durante periodos de tiempo más largos, reduciendo la exposición a altas tasas de carga y picos).

Los autores también denotaron la aparición de un pico inicial (el primer pico, denominado "pico de fuerza de aterrizaje en caída" en la figura 15b) como un pico de impacto, definido como el pico de fuerza más alto, transitorio y visible que se produce en el primer 20% del contacto con el suelo del aterrizaje de caída (DJ-L1). Basándose en el análisis de una amplia muestra de futbolistas de la academia, también propusieron una clasificación de los DJ basada en la presencia o ausencia de este primer pico, la presencia o ausencia de comportamiento similar a un resorte, junto con otras características cinéticas. El comportamiento elástico se caracteriza por una correlación $< -0,80$ (valor r) entre el vGRF y el desplazamiento del centro de masa durante la fase de contacto (Padua et al., 2005) con un r de $-1,0$ que representa un comportamiento elástico perfecto.

La figura 8 muestra su clasificación tricotómica basada en estas características, según la cual bueno = elástico y sin pico de impacto, moderado = elástico pero con pico de impacto, y malo = pico de impacto y no elástico. También señalaron una cuarta categoría (sin pico de impacto y no elástico), pero no la clasificaron cualitativamente, ya que sólo 2 jugadores de su muestra se ajustaban a ella, y no se analizaron más. Sin embargo, puede tratarse de una característica de la muestra y puede existir en mayores proporciones en otros deportes o niveles de rendimiento.

Figura 8: Caracterización del drop jump y clasificación por presencia/ausencia de pico de impacto y de comportamiento elástico



Fuente: Pedley et al. A

Novel Method to Categorize Stretch-Shortening Cycle Performance Across Maturity in Youth Soccer Players. Pedley JS, Lloyd RS, Read PJ, Moore IS, Myer GD, Oliver JL. J Strength Cond Res. 2022 Sep 1;36(9):2573-2580. doi: 10.1519/JSC.0000000000003900.

Referencias

- eje y: múltiplos del peso corporal
- Eje x: tiempo de contacto normalizado (aterrizaje de caída), incluidas las fases descendente y ascendente del movimiento (hasta el despegue de la punta del pie).



- La línea oscura es la media, las líneas de puntos son + y - la desviación estándar, basada en una muestra de 266 futbolistas de la academia.

Good spring-like and no impact peak	Bueno - elástico y sin pico de impacto
Moderate – Impact Peal but still Spring– Like	Moderado - Pico de impacto, pero aún elástico
Poor – Impact Peak and not Spring-Like	Malo - Pico de impacto y no elástico
Normalized Ground Contact Time	Tiempo de contacto con el suelo normalizado
Vertical Ground reaction Force (BW)	Fuerza de reacción vertical sobre el suelo (BW)

También destacaron que la categoría "bueno" presenta una forma de "U" más invertida, mientras que la categoría "malo" presenta un perfil de fuerza aplanado en torno al 50% del tiempo de contacto con el suelo, y en menor medida en la categoría "moderado". Por lo tanto, mientras que la presencia/ausencia de un pico de impacto define dos de estas categorías, y probablemente refleja la activación previa al aterrizaje, la cinemática del tobillo y la rodilla en el aterrizaje, la clasificación como elástico parece reflejar/manifiestar menos de una disminución de la fuerza media después del impacto. Según esta clasificación de los jugadores de élite de la academia, se observó una buena función del SSC en el 55% de los jugadores, una función moderada en el 24% y deficiente en el 21%.

¿Estos análisis se alinean directamente con los resultados de rendimiento o nos indican algo diferente? Es interesante observar que hubo diferencias significativas en la RSI entre *bueno* y *moderado* y entre *moderado* y *malo*, pero estas diferencias se debieron exclusivamente a diferencias en los tiempos de contacto (más cortos) (y menor desplazamiento del centro de masa) ya que la altura de salto no fue significativamente diferente entre las categorías *bueno*, *moderado* o *malo*. También observaron que la presencia de un pico de impacto se asocia con una menor RSI, un mayor desplazamiento del centro de masa, tiempos de contacto más largos y con una menor fuerza máxima. En cambio, estas asociaciones no fueron evidentes para la altura de salto y la potencia de despegue (fase ascendente). Sin embargo, la ausencia de comportamiento elástico se asoció con una menor potencia de despegue.

Los "buenos" también presentaron un menor desplazamiento del CM y mayores valores relativos de fuerza y potencia (diferencias pequeño-grande) que los "malos", pero estos valores no fueron significativamente superiores a los de los "moderados". También encontraron diferencias significativas entre los *buenos* y los *moderados* con respecto a otras variables cinéticas calculadas. La fuerza máxima relativa durante el contacto (impacto o despegue, con la fuerza más alta utilizada en el análisis) y tanto en la fase descendente como en la ascendente de forma independiente fue mayor en los *buenos* que en los *moderados*. Cabe destacar que la potencia de despegue diferenció a los *buenos*



de los *malos*, pero no a los buenos de los *moderados* ni a los *moderados* de los *malos*. Los *moderados* también presentaron fuerzas de aterrizaje y despegue significativamente superiores a los *malos*. Una nueva característica, la diferencia de tiempo entre el pico de aterrizaje y el pico de despegue (es decir, la diferencia de tiempo normalizada (%) entre la aparición del primer y segundo pico de fuerza) difirió significativamente entre los 3 grupos con una mejor función SSC asociada con una pequeña diferencia de tiempo (*malo*: 54,6 (10,2), *moderado*: 44,8 (7,7), *bueno*: 27,8 (12,7)).

Dado que trabajos anteriores, particularmente en atletas femeninas, han identificado interacciones entre la maduración y la cinética y biomecánica del DJ, un aspecto importante de este trabajo fue la interacción entre la edad/maduración y estos marcadores. En general, los jugadores con mala función del SSC eran significativamente más jóvenes y menos maduros que aquellos con buena función del SSC. También hubo una proporción significativamente mayor de jugadores con velocidad de altura pre-pico (PHV) clasificados como *malos* y significativamente menos como *buenos*. De manera similar, la pos PHV tenía una mayor proporción de jugadores con comportamiento *moderado* y una menor proporción con comportamiento *malo* que el grupo en su conjunto. Es importante señalar que el desarrollo de la SSC no demostró ser puramente una función de la maduración, ya que algunos jugadores del grupo pos PHV mostraron una función *pobre* de la SSC (c.10%), mientras que muchos pre PHV (c.38%) demostraron una *buen*a función de la SSC.

Este estudio sugiere que las características deficientes destacadas en el DJ tienen implicancias tanto en el rendimiento como en el riesgo de lesión. En el caso de que mayores picos de fuerza de aterrizaje (caída) se hayan asociado previamente con un mayor riesgo de lesión y puedan interpretarse como una característica indeseable (Hewett et al., 2005; Leppänen et al., 2017), es relevante destacar tanto que este trabajo como que los jugadores categorizados como buenos exhibieron mayores picos de fuerza relativos. Sin embargo, otros estudios han observado relaciones positivas entre el pico de fuerza de aterrizaje y el rendimiento (Healy et al., 2018; Jidovtseff et al., 2014; Pruyt et al., 2014) y mayor GRF con menor riesgo de reincidencia de lesiones en varones (King et al., 2021). Esta evidencia (de Pedley y sus colegas y el trabajo anterior de Hewett), que sugiere que dos picos separados con mayores retrasos de tiempo se asociaron con magnitudes más bajas y peor rendimiento, indica que no sólo la magnitud del pico de fuerza relativa de aterrizaje en caída, sino también el momento y los aspectos cualitativos deben tenerse en cuenta al evaluar la función del CSS y, potencialmente, el posible riesgo de lesión.

Análisis de la forma de onda del DJ en el entorno de alto rendimiento

El profesional debe comprender que si se establecen estos procesamientos de alto nivel, el procesamiento universal de los datos de los atletas de esta forma puede no ser posible. Véase también la prueba de DJ de la figura 15a. en la que se ha identificado un pico de impacto y una depresión de contracción, aunque su magnitud es muy pequeña y podría

no considerarse como "con pico de impacto". Por lo general, el DJ también puede producir perfiles cinéticos menos coherentes que el CMJ, especialmente en atletas poco familiarizados con la prueba, y una mayor proporción de exclusiones de pruebas que para el CMJ antes de dichos análisis de forma de onda. Como se ha descrito con respecto al CMJ, cualquier resultado que incluya el desplazamiento en su cálculo es muy sensible a los errores en la medición del peso corporal, y en el DJ, por ejemplo, los errores en la altura efectiva de caída debido a problemas de pisada también pueden afectar a los cálculos a menos que se corrijan. Por lo tanto, el profesional que utiliza estos procesos también debe ser capaz de inspeccionar visualmente los datos de forma de onda o configurar alertas automatizadas para identificar las pruebas que deben excluirse de los análisis de orden superior para garantizar que no se integren datos inexactos que también afectarán a los medios y a la posible interpretación de sus datos o de otros atletas del grupo. No obstante, se puede seguir proporcionando información sobre el rendimiento en variables cinéticas como picos de fuerza y medias, además de las métricas clásicas de vuelo, contacto y RSI.

Cinética del DJ y el tronco

Seguir una intervención de entrenamiento isométrico de estabilización del tronco de 6 semanas (plancha, plancha lateral, puente abdominal, flexión abdominal, torsión rusa y tijeras de piernas separadas) en atletas femeninas de capoeira no tuvo como resultado un cambio en el tiempo de vuelo, de contacto o RSI, pero se redujeron los picos de fuerza en el primer y segundo aterrizaje y las tasas de RFD/carga (Araujo et al., 2015). Se ha sugerido que este cambio está relacionado con mejoras en la fuerza muscular del tronco que conducen a alteraciones en la rigidez en el aterrizaje (Kulas et al., 2006) asociadas con una menor activación de la parte inferior del cuerpo antes del aterrizaje y, a su vez, menores fuerzas de reacción del suelo. Una de las funciones de la activación previa al aterrizaje es generar co-contracciones para proteger las estructuras articulares de la carga perjudicial relacionada con la carga de impacto. Horita et al. (2002) sugirieron que una mayor coactivación de los músculos del tronco podría generar una rigidez que luego no tendrían que asumir los músculos de las extremidades inferiores, lo que a su vez podría aumentar la rigidez. Como se ha comentado en otras secciones, la fuerza máxima de aterrizaje puede verse influida por la postura de aterrizaje (es decir, erguida frente a flexionada), con los efectos comúnmente descritos de una mayor flexión de la rodilla (mayor flexión = menor fuerza de aterrizaje). Además, el aumento de la inclinación hacia delante (es decir, una mayor flexión del tronco) en el aterrizaje disminuye las fuerzas máximas de aterrizaje (Blackburn y Padua, 2009) y, aunque no se realizó cinemática en la intervención de estabilidad del tronco para determinar si la disminución de la fuerza máxima de aterrizaje era secundaria a una postura alterada en el aterrizaje, otro estudio

en jugadoras universitarias de baloncesto mostró un aumento de la flexión del tronco después de un programa de 8 semanas (Sasaki et al., 2019), lo que sugiere que esto puede haber contribuido a los cambios observados. Este programa condujo a un aumento significativo del ángulo de flexión del tronco en el aterrizaje de 37,8 a 47,8 grados. De hecho, otros estudios han demostrado una serie de factores de riesgo cinéticos y cinemáticos influenciados positivamente por el entrenamiento del tronco (Jeong et al., 2021; Sasaki et al., 2019). Además, Zazulak et al. (2007) mostraron que el rendimiento neuromuscular del tronco, específicamente, un mayor movimiento lateral del tronco en el aterrizaje (creando un mayor vector de fuerza en la rodilla y, en consecuencia, un momento rodilla-valgo en el LCA) predijo un mayor riesgo de lesión del LCA en atletas femeninas. Estos resultados ponen de manifiesto que, a la hora de comprender y explicar los datos cinéticos de la plataforma de fuerza, el estado o los cambios actuales no son atribuibles únicamente a los músculos y las articulaciones de las extremidades inferiores, sino que también deben tenerse en cuenta el estado y los cambios neuromusculares del tronco por encima de la pelvis.

Protocolo

Altura y colocación del escalón

En la mayoría de los trabajos de investigación en los que se utiliza el DJ en la exploración o en la evaluación de la mecánica de aterrizaje, se utiliza una altura de escalón de 31 cm para las evaluaciones del DJ de doble pierna (Hewett et al., 2006; Quatman et al., 2006). Otros estudios han comparado diferentes alturas de escalón y han utilizado diferentes alturas para los varones (40 y 60 cm) en comparación con las mujeres (20 y 30 cm) (Mackala et al., 2020). Nótese que los estudios realizados en laboratorios de biomecánica suelen utilizar plataformas de fuerza en el suelo y, como tales, el escalón de 30 cm equivale a 30 cm de la superficie de las plataformas, mientras que si se utiliza una plataforma portátil o colocada en el suelo, habrá que tener en cuenta la altura de la plataforma. No es incorrecto utilizar un escalón de altura diferente o que la altura efectiva del escalón sea ligeramente mayor o menor (altura del escalón - altura de las plataformas de fuerza sobre el suelo). Dependiendo del objetivo de la valoración, es posible que desee evaluar más de una altura (método utilizado para determinar la altura ideal de entrenamiento de drop jump del atleta utilizando alturas de escalón de 20 a 60 cm) (Verkhoshansky, 2012; Tomasevicz et al., 2019). Sin embargo, para realizar comparaciones con los datos de un estudio concreto se recomienda consultar la sección de métodos del artículo en cuestión para comprobar la altura utilizada, ya que ésta afecta a la velocidad de impacto, a las demandas de carga y, a su vez, al rendimiento y a los resultados cinéticos (Mackala et al., 2020; Collings et al., 2019).

Por otro lado, si el propósito de la prueba es la comparación interna de atletas (es decir, dentro de un deporte, equipo o posición dentro de un deporte o equipo) es importante



medir la altura real del escalón y estandarizarla junto con la distancia del escalón a las plataformas, que normalmente se sitúan a 10-12 cm del escalón. Si el objetivo principal de la prueba es controlar los cambios que se producen en los individuos (en respuesta a la competición y a la carga de entrenamiento o a una intervención de entrenamiento), el profesional podría utilizar una altura de escalón específica para el deportista o la posición, como en los deportes en los que existen grandes diferencias en la masa corporal de una posición a otra dentro del equipo, como el fútbol americano.

Uso del brazo

En el mismo corpus de investigación relacionado con el examen del LCA se muestra comúnmente que el DJ se realiza con las manos libres; sin embargo, los protocolos de estudio del DJ no suelen indicar la colocación o el uso de las manos. Al igual que en el CMJ "manos libres" puede sentirse más natural para los atletas, y puede no ser perjudicial para la fiabilidad de los resultados de rendimiento (es decir, contacto y tiempo de vuelo), pero como se ha descrito, en el CMJ, el uso libre de los brazos puede resultar en una cinética más ruidosa y se asocia con una fiabilidad sustancialmente más baja de las métricas cinéticas específicas (Heishman et al., 2018). Si bien, según los conocimientos del autor, no se ha investigado específicamente el efecto del DJ realizado con y sin balanceo del brazo en la fiabilidad de las métricas cinéticas derivadas de la evaluación, para maximizar el potencial de identificar las respuestas y adaptaciones cinéticas de la parte inferior del cuerpo, se recomienda el uso de manos en las caderas como protocolo principal. Como se sugirió con respecto al CMJ, si el profesional pretende implementar pruebas de manos libres, éstas podrían realizarse como ensayos adicionales, utilizando plataformas de fuerza u otra tecnología y haciendo hincapié en los resultados del rendimiento más que en las métricas cinéticas.

Estrategia de salto/paso

El "step-off" y el "drop-off" son los dos tipos de técnicas generalmente utilizadas para iniciar el movimiento de *drop jump*. Lo mismo se aplica a la altura y la distancia del escalón: compruebe la sección de métodos de los estudios con los que pretenda comparar datos y, lo que es más importante, asegúrese de que todos los profesionales de su equipo médico y de rendimiento den las mismas instrucciones al atleta.

La técnica de step-off consiste en salir del escalón con la pierna dominante, y la técnica de salto o drop-off consiste en que el atleta salte de la plataforma intentando que ambos pies pierdan contacto con la plataforma al mismo tiempo. La técnica de step-off produce mayores asimetrías entre las extremidades en la fuerza máxima de aterrizaje cuando se compara con la técnica de drop-off (Wilder et al., 2021), lo cual resultó evidente a distintas alturas. Esta es una consideración importante en la interpretación de las asimetrías derivadas en el aterrizaje de caída. Además, los profesionales que lo utilicen como ejercicio de entrenamiento también deberían tenerlo en cuenta, ya que podría desarrollar

o reducir las asimetrías neuromusculares, dependiendo de la pierna que se utilice principalmente.

Indicaciones

Al igual que en el CMJ y el SJ, y como se mencionó en el módulo 1, se ha demostrado que las indicaciones para el aterrizaje tras un salto tienen efectos específicos sobre el rendimiento del DJ, la cinética y la cinemática. En un nivel básico, el profesional debe alinear las instrucciones con el tipo de DJ que quiere que el atleta realice: rebote, CM, o reactivo (el más común para la evaluación). A continuación, teniendo en cuenta los objetivos de la evaluación o del entrenamiento, aunque se recomienda utilizar un lenguaje coherente con todos los deportistas evaluados, puede ser conveniente emplear términos más individualizados o indicaciones de entrenamiento para atletas específicos, que luego sean coherentes para ellos. Otra consideración es que si el DJ o su variante se utiliza como ejercicio de entrenamiento para mejorar aspectos del rendimiento o para enseñar la técnica de aterrizaje y se realiza repetidamente, pueden ser relevantes las indicaciones para mejorar la técnica con el fin de optimizar el estímulo de entrenamiento deseado y minimizar la carga potencialmente perjudicial. Esto es contrario al enfoque propuesto en la evaluación del CMJ, por el que recomendamos una indicación estándar de altura máxima y descenso y ascenso rápidos y explosivos, y algunos investigadores y profesionales solo indican saltar lo más alto posible para animar al atleta a expresar su estrategia natural (Jordan et al., 2015).

Relaciones entre el SJ-DJ-CMJ y el rendimiento en carrera de alta velocidad

Como se ha mencionado anteriormente en este módulo y a lo largo de todo el certificado, se ha demostrado que los saltos verticales (el CMJ, el SJ y el DJ) tienen fuertes asociaciones transversales con el rendimiento en carrera de alta velocidad horizontal, desde los aspectos de aceleración y velocidad máxima hasta la desaceleración y el cambio de dirección. Por lo tanto, a pesar del concepto de vector para el movimiento horizontal, es decir, para la carrera de alta velocidad/sprint, los profesionales deberían centrarse más en la evaluación del desarrollo del rendimiento mecánico horizontal (como hGRF en lugar de vGRF). Existen pruebas sustanciales de que las propiedades mecánicas y los resultados evaluados durante el salto vertical tienen un valor predictivo/determinista en aspectos de la capacidad de carrera horizontal.

El rendimiento del salto vertical muestra correlaciones de moderadas a altas con las velocidades máximas de carrera en una variedad de distancias (es decir, de 10 a 60 m; $r \sim 0,82$) donde el CMJ es el más extensamente evaluado (Loturco et al., 2019), seguido por

el SJ y el DJ. Y en consonancia con la mayor disponibilidad de medios para medirla (utilizando diversas tecnologías), la altura es naturalmente la métrica más analizada.

Por ejemplo, un estudio en velocistas y saltadores brasileños de alto nivel competitivo internacional (9 hombres y 7 mujeres) examinó las asociaciones entre SJ, CMJ, la evaluación del empuje horizontal de la cadera y las velocidades alcanzadas durante las actuaciones de sprint en una serie de distancias, incluidas las pruebas de 10 y 20 m dominantes de aceleración (Loturco et al., 2019). Las correlaciones y la variación compartida (r^2) se muestran a continuación, proporcionando una visión general útil del contraste en la fuerza de la correlación a través de las diversas pruebas de distancia y NM.

Tabla 3. Velocistas y saltadores de alto nivel (r^2)

	10	20	40	100
SJ	0.60	0.86	0.86	0.88
CMJ	0.60	0.85	0.90	0.86
<i>HT media máxima PP</i>	<i>0,86</i>	<i>0.91</i>	<i>0.91</i>	<i>0.72</i>

Nota. Adaptado de *Predictive Factors of Elite Sprint Performance: Influences of Muscle Mechanical Properties and Functional Parameters*, by I. Loturco et al., 2019, *Journal of strength and conditioning research*, 33(4), 974–986. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002196>

Conceptualmente, el rendimiento del SJ representa la capacidad de generar fuerza rápidamente desde una posición estática y la capacidad de vencer rápidamente la inercia y acelerar la masa corporal. Desde una posición estática, la importancia relativa de la "fuerza inicial" necesaria para vencer la inercia es mayor (Henricks, 2014) y la dependencia de la función del SSC es menor. Por lo tanto, cabe esperar que las correlaciones entre la aceleración y el rendimiento en SJ sean mayores que con el rendimiento en CMJ mientras que el CMJ (y más aún, el drop jump) estaría más relacionado con el rendimiento en carrera a máxima velocidad (V_{max}) debido a la creciente implicación del SSC y a los menores tiempos de contacto. La aceleración se caracteriza comúnmente como tiempos de 0-5 o 0-10 m desde una salida de pie, aunque en deportes de transición como el fútbol, la aceleración a un sprint a menudo se produce cuando el jugador ya está en movimiento. Estudios recientes también han examinado las asociaciones entre la capacidad de desaceleración horizontal y el rendimiento y la



cinética del salto (Harper et al., 2020; Harper et al., 2022). En 27 atletas masculinos y femeninos de nivel universitario, evaluaron el rendimiento y la cinética en el DJ con alturas de escalón de 20 y 40 cm frente al rendimiento en la prueba de desaceleración horizontal de 20 m (H-DEC) (Harper et al., 2022). Encontraron que la RSI y la fuerza media concéntrica diferenciaban de forma más consistente a los mejores desaceleradores (con grandes diferencias en el tamaño del efecto). El tiempo de contacto, la rigidez de las extremidades y la fuerza excéntrica media no diferenciaron a los atletas en ninguna de las alturas de los escalones a excepción de la altura de salto de 20 cm. También se encontraron correlaciones significativas entre la RSI, la fuerza concéntrica media, la desaceleración general y con la fase temprana (el periodo anterior a alcanzar el 50% de la velocidad máxima).

De hecho, algunos estudios, pero no todos, muestran correlaciones ligeramente más fuertes entre el rendimiento en distancias de 0-20 m y el SJ que la altura del CMJ (Fatih, 2009; Barnes et al., 2007). En jugadoras de fútbol femenino, se registraron correlaciones significativas de bajas a moderadas entre ambos saltos y el rendimiento en sprint, con los valores r (CMJ $r = -0,22$; SJ: $r = -0,32$ SJ) indicando una varianza compartida marginalmente mayor y una asociación más fuerte con el SJ. Sin embargo, en los jugadores masculinos del mismo estudio, mientras que las correlaciones con la aceleración eran mayores para ambos saltos, los valores eran mucho más cercanos ($r = -0,44$ SJ, $-0,48$ CMJ). Otros estudios que examinan las asociaciones entre el SJ o el CMJ y la velocidad también han observado diferencias de género, según las cuales en los varones la correlación entre el CMJ era marginalmente mayor que entre el SJ y la velocidad, en las mujeres ocurría lo contrario (McFarland et al., 2016; Barnes et al., 2007). Del mismo modo, las mujeres muestran una buena asociación entre el CMJ y la capacidad de cambio de dirección (COD), con correlaciones más altas entre el rendimiento del CMJ y el COD y las pruebas de agilidad que los hombres. McFarland et al. (2016) registraron correlaciones con la capacidad de cambio de dirección tanto para el CMJ como para el SJ y sugirieron que una menor altura del SJ podría relacionarse con una peor capacidad de aceleración y, en consecuencia, en tareas de COD. En velocistas, Kale et al., (2009) encontraron que las alturas de SJ, CMJ y DJ mostraron correlaciones similares con el rendimiento en 100m ($r=0,45/0,46$), mientras que las correlaciones entre la altura de DJ y la velocidad máxima fueron mayores ($r=0,69$) que entre SJ ($r=0,56$) o CMJ ($r=0,55$). En velocistas y atletas de deportes de equipo, Douglas et al., (2020) registraron asociaciones de grandes a muy grandes entre el DJ-RSI y la velocidad máxima, la frecuencia de los pasos, el tiempo de contacto, la longitud de los pasos y la rigidez vertical durante un sprint de 50m. Los mejores velocistas producen fuerzas más altas en un tiempo más corto durante la fase excéntrica del contacto del pie (Douglas et al., 2019). En V_{max} , durante el cual los tiempos de contacto son más cortos, puede estar más asociado con el rendimiento en el DJ que con otros saltos verticales y puede ser el más específico para estimar las cualidades neuromusculares en el componente V_{max} de la carrera de velocidad (Kale et al., 2009).

Referencias



Afifi, M., & Hinrichs, R. N. (2012). A mechanics comparison between landing from a countermovement jump and landing from stepping off a box. *Journal of applied biomechanics*, 28(1), 1–9. <https://doi.org/10.1123/jab.28.1.1>

Alba-Jiménez C, Moreno-Doutres D, Peña J. Trends Assessing Neuromuscular Fatigue in Team Sports: A Narrative Review. *Sports* (Basel). 2022 Feb 28;10(3):33. doi: 10.3390/sports10030033.

Ando R., Sato S., Hirata N., Tanimoto H., Imaizumi N., Suzuki Y., Hirata K., Akagi R. Relationship between Resting Medial Gastrocnemius Stiffness and Drop Jump Performance. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2021;58:102549. doi: 10.1016/j.jelekin.2021.102549

Arakawa, H., Nagano, A., Yoshioka, S., & Fukashiro, S. (2010). Interaction between elastic energy utilization and active state development within the work enhancing mechanism during countermovement. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(2), 340–347. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.04.004>

Araujo, S., Cohen, D., & Hayes, L. (2015). Six weeks of core stability training improves landing kinetics among female capoeira athletes: a pilot study. *Journal of human kinetics*, 45, 27–37. <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0004>

Asmussen, E., & Bonde-Petersen, F. (1974). Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta physiologica Scandinavica*, 91(3), 385–392. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1974.tb05693.x>

Barnes, J. L., Schilling, B. K., Falvo, M. J., Weiss, L. W., Creasy, A. K., & Fry, A. C. (2007). Relationship of jumping and agility performance in female volleyball athletes. *Journal of strength and conditioning research*, 21(4), 1192–1196. <https://doi.org/10.1519/R-22416.1>

Bates, N. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2013). Kinetic and kinematic differences between first and second landings of a drop vertical jump task: implications for injury risk assessments. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 28(4), 459–466. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.02.013>

Blackburn, J. T., & Padua, D. A. (2009). Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *Journal of athletic training*, 44(2), 174–179. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.2.174>

Bobbert M. F. (1990). Drop jumping as a training method for jumping ability. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 9(1), 7–22. <https://doi.org/10.2165/00007256-199009010-00002>



Bobbert, M. F., Gerritsen, K. G., Litjens, M. C., & Van Soest, A. J. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height?. *Medicine and science in sports and exercise*, 28(11), 1402–1412. <https://doi.org/10.1097/00005768-199611000-00009>

Bobbert, M. F., & Casius, L. J. (2005). Is the effect of a countermovement on jump height due to active state development?. *Medicine and science in sports and exercise*, 37(3), 440–446. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000155389.34538.97>

Bosco, C., Viitasalo, J. T., Komi, P. V., & Luhtanen, P. (1982). Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. *Acta physiologica Scandinavica*, 114(4), 557–565. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1982.tb07024.x>

Bosco C., Luhtanen P., Komi P. V. (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 50 273–282.

Castagna, C., & Castellini, E. (2013). Vertical jump performance in Italian male and female national team soccer players. *Journal of strength and conditioning research*, 27(4), 1156–1161. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182610999>

Chelly, M. S., Ghenem, M. A., Abid, K., Hermassi, S., Tabka, Z., & Shephard, R. J. (2010). Effects of in-season short-term plyometric training program on leg power, jump- and sprint performance of soccer players. *Journal of strength and conditioning research*, 24(10), 2670–2676. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e2728f>

Claudino, J. G., Cronin, J., Mezêncio, B., McMaster, D. T., McGuigan, M., Tricoli, V., Amadio, A. C., & Serrão, J. C. (2017). The countermovement jump to monitor neuromuscular status: A meta-analysis. *Journal of science and medicine in sport*, 20(4), 397–402. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.08.011>

Cohen, D., Burton, A., Wells, C., Taberner, M., Alejandra Diaz, M. & Graham-Smith, P. (n.d.). Single vs. Double Leg Countermovement Jump Tests; not half an apple. *Aspetar Sports Med J* 2020;9:34–41

Cohen & Kennedy, 2021. *Essentials of strength & conditioning*. NSCA.

Collings, T. J., Gorman, A. D., Stuelcken, M. C., Mellifont, D. B., & Sayers, M. (2019). Exploring the Justifications for Selecting a Drop Landing Task to Assess Injury Biomechanics: A Narrative Review and Analysis of Landings Performed by Female Netball Players. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 49(3), 385–395. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-01045-x>



Cronin, J. B., & Hansen, K. T. (2005). Strength and power predictors of sports speed. *Journal of strength and conditioning research*, 19(2), 349–357. <https://doi.org/10.1519/14323.1>

Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L., & Rosen, J. M. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 37(8), 757–767. <https://doi.org/10.1109/10.102791>

De Ridder, R., Witvrouw, E., Dolphens, M., Roosen, P., & Van Ginckel, A. (2017). Hip Strength as an Intrinsic Risk Factor for Lateral Ankle Sprains in Youth Soccer Players: A 3-Season Prospective Study. *The American journal of sports medicine*, 45(2), 410–416. <https://doi.org/10.1177/0363546516672650>

DiCesare CA, Montalvo A, Barber Foss KD, Thomas SM, Ford KR, Hewett TE, Jayanthi NA, Straccolini A, Bell DR, Myer GD. Lower Extremity Biomechanics Are Altered Across Maturation in Sport-Specialized Female Adolescent Athletes. *Front Pediatr*. 2019 Jun 28;7:268. doi: 10.3389/fped.2019.00268.

Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Single-leg drop landing motor control strategies following acute ankle sprain injury. *Scand J Med Sci Sports*. 2015 Aug;25(4):525–33. doi: 10.1111/sms.12282

Donahue, P. T., Wilson, S. J., Williams, C. C., Hill, C. M., & Garner, J. C. (2021). Comparison of Countermovement and Squat Jumps Performance in Recreationally Trained Males. *International journal of exercise science*, 14(1), 462–472.

Douglas J, Pearson S, Ross A, McGuigan M. Reactive and eccentric strength contribute to stiffness regulation during maximum velocity sprinting in team sport athletes and highly trained sprinters. *J Sports Sci*. 2020 Jan;38(1):29–37. doi: 10.1080/02640414.2019.1678363.

Earp, J. E., Kraemer, W. J., Cormie, P., Volek, J. S., Maresh, C. M., Joseph, M., & Newton, R. U. (2011). Influence of muscle-tendon unit structure on rate of force development during the squat, countermovement, and drop jumps. *Journal of strength and conditioning research*, 25(2), 340–347. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e3182052d78>

Ebben WP, Petushek EJ. Using the reactive strength index modified to evaluate plyometric performance. *J Strength Cond Res*. 2010; 24(8):1983–1987. PubMed doi:10.1519/JSC.0b013e3181e72466



Fatih, H. (2009). The relationship of jumping and agility performance in children. *Ovidius University Annals, Series Physical Education and Sport/Science, Movement and Health*, 9(2).

Flanagan, E. & Comyns, T. (2008). The Use of Contact Time and the Reactive Strength Index to Optimize Fast Stretch-Shortening Cycle Training. *Strength & Conditioning Journal*, 30(5), 32-38. <http://dx.doi.org/10.1519/SSC.0b013e318187e25b>

Flanagan EP, Ebben WP, Jensen RL. Reliability of the reactive strength index and time to stabilization during depth jumps. *J Strength Cond Res.* 2008;22(5):1677–1682. PubMed doi:10.1519/JSC.0b013e318182034b

Ford, P. R., Yates, I., & Williams, A. M. (2010). An analysis of practice activities and instructional behaviours used by youth soccer coaches during practice: exploring the link between science and application. *Journal of sports sciences*, 28(5), 483–495. <https://doi.org/10.1080/02640410903582750>

Ford, P., De Ste Croix, M., Lloyd, R., Meyers, R., Moosavi, M., Oliver, J., Till, K., & Williams, C. (2011). The long-term athlete development model: physiological evidence and application. *Journal of sports sciences*, 29(4), 389–402. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.536849>

Fransz, D. P., Huurnink, A., Kingma, I., de Boode, V. A., Heyligers, I. C., & van Dieën, J. H. (2018). Performance on a Single-Legged Drop-Jump Landing Test Is Related to Increased Risk of Lateral Ankle Sprains Among Male Elite Soccer Players: A 3-Year Prospective Cohort Study. *The American journal of sports medicine*, 46(14), 3454–3462. <https://doi.org/10.1177/0363546518808027>

Gathercole, R. J., Sporer, B. C., Stellingwerff, T., & Sleivert, G. G. (2015). Comparison of the Capacity of Different Jump and Sprint Field Tests to Detect Neuromuscular Fatigue. *Journal of strength and conditioning research*, 29(9), 2522–2531. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000912>

Gehri, D. J., Ricard, M. D., Kleiner, D. M., & Kirkendall, D. T. (1998). A Comparison of Plyometric Training Techniques for Improving Vertical Jump Ability and Energy Production. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 12(2), 85-89.

Gervasi M, Benelli P, Venerandi R, Fernández-Peña E. Relationship between Muscle-Tendon Stiffness and Drop Jump Performance in Young Male Basketball Players during Developmental Stages. *Int J Environ Res Public Health.* 2022 Dec 18;19(24):17017. doi: 10.3390/ijerph192417017.

Giroux, C., Rabita, G., Chollet, D., & Guilhem, G. (2016). Optimal Balance Between Force and Velocity Differs Among World-Class Athletes. *Journal of applied biomechanics*, 32(1), 59–68. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0070>



Grosset, J. F., Piscione, J., Lambertz, D., & Pérot, C. (2009). Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *European journal of applied physiology*, *105*(1), 131–139. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0882-8>

Häkkinen, K., Komi, P. V., & Kauhanen, H. (1986). Electromyographic and force production characteristics of leg extensor muscles of elite weight lifters during isometric, concentric, and various stretch-shortening cycle exercises. *International journal of sports medicine*, *7*(3), 144–151. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1025752>

Harry, J. R., Freedman Silvernail, J., Mercer, J. A., & Dufek, J. S. (2018). Bilateral Comparison of Vertical Jump Landings and Step-off Landings From Equal Heights. *Journal of strength and conditioning research*, *32*(7), 1937–1947. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002093>

Hasson, C. J., Dugan, E. L., Doyle, T. L., Humphries, B., & Newton, R. U. (2004). Neuromechanical strategies employed to increase jump height during the initiation of the squat jump. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *14*(4), 515–521. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2003.12.004>

Hawkins, S. B., Doyle, T. L., & McGuigan, M. R. (2009). The effect of different training programs on eccentric energy utilization in college-aged males. *Journal of strength and conditioning research*, *23*(7), 1996–2002. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b3dd57>

Healy, R., Kenny, I. C., & Harrison, A. J. (2016). Assessing Reactive Strength Measures in Jumping and Hopping Using the Optojump™ System. *Journal of human kinetics*, *54*, 23–32. <https://doi.org/10.1515/hukin-2016-0032>

Healy, R., Kenny, I. C., & Harrison, A. J. (2018). Reactive Strength Index: A Poor Indicator of Reactive Strength?. *International journal of sports physiology and performance*, *13*(6), 802–809. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0511>

Hébert-Losier, K., & Beaven, C. M. (2014). The MARS for squat, countermovement, and standing long jump performance analyses: are measures reproducible?. *Journal of strength and conditioning research*, *28*(7), 1849–1857. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000343>

Helland, C., Bojsen-Møller, J., Raastad, T., Seynnes, O. R., Moltubakk, M. M., Jakobsen, V., Visnes, H., & Bahr, R. (2013). Mechanical properties of the patellar tendon in elite volleyball players with and without patellar tendinopathy. *British journal of sports medicine*, *47*(13), 862–868. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092275>



Henricks, B. A. (2014). A Comparison of Strength Qualities and their Influence on Sprint Acceleration. *Journal of Australian Strength and Conditioning*, 22(1), 77-84.

Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Jr, Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American journal of sports medicine*, 33(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>

Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., & Slauterbeck, J. R. (2006). Preparticipation physical examination using a box drop vertical jump test in young athletes: the effects of puberty and sex. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 16(4), 298–304. <https://doi.org/10.1097/00042752-200607000-00003>

Harper DJ, Cohen DD, Rhodes D, Carling C, Kiely J. Drop jump neuromuscular performance qualities associated with maximal horizontal deceleration ability in team sport athletes. *Eur J Sport Sci.* 2022 Jul;22(7):1005-1016. doi: 10.1080/17461391.2021.1930195.

Harper DJ, Cohen DD, Carling C, Kiely J. Can Countermovement Jump Neuromuscular Performance Qualities Differentiate Maximal Horizontal Deceleration Ability in Team Sport Athletes? *Sports (Basel).* 2020 May 27;8(6):76. doi: 10.3390/sports8060076.

Heishman AD, Daub BD, Miller RM, Freitas EDS, Frantz BA, Bemben MG. Countermovement Jump Reliability Performed With and Without an Arm Swing in NCAA Division 1 Intercollegiate Basketball Players. *J Strength Cond Res.* 2020 Feb;34(2):546-558.

Howarth DJ, Cohen DD, McLean BD, Coutts AJ. Sensitivity of countermovement jump variables in professional rugby union players within a playing season. *Journal of strength and conditioning research.* *In press.* 2023

Hoy, M. G., Zajac, F. E., & Gordon, M. E. (1990). A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *Journal of biomechanics*, 23(2), 157–169. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90349-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90349-8)

Ithurburn MP, Thomas S, Paterno MV, Schmitt LC. Young athletes after ACL reconstruction with asymmetric quadriceps strength at the time of return-to-sport clearance demonstrate drop-landing asymmetries two years later. *Knee.* 2021 Mar;29:520-529. doi: 10.1016/j.knee.2021.02.036.

Jeong, J., Choi, D. H., & Shin, C. S. (2021). Core Strength Training Can Alter Neuromuscular and Biomechanical Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury. *The American journal of sports medicine*, 49(1), 183–192. <https://doi.org/10.1177/0363546520972990>



Jidovtseff, B., Quievre, J., Harris, N. K., & Cronin, J. B. (2014). Influence of jumping strategy on kinetic and kinematic variables. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, *54*(2), 129–138.

Kale, M., Aşçi, A., Bayrak, C., & Açıkada, C. (2009). Relationships among jumping performances and sprint parameters during maximum speed phase in sprinters. *Journal of strength and conditioning research*, *23*(8), 2272–2279. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b3e182>

Khuu, S., Musalem, L. L., & Beach, T. A. (2015). Verbal Instructions Acutely Affect Drop Vertical Jump Biomechanics--Implications for Athletic Performance and Injury Risk Assessments. *Journal of strength and conditioning research*, *29*(10), 2816–2826. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000938>

King E, Richter C, Daniels KAJ, Franklyn-Miller A, Falvey E, Myer GD, Jackson M, Moran R, Strike S. Can Biomechanical Testing After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Identify Athletes at Risk for Subsequent ACL Injury to the Contralateral Uninjured Limb? *Am J Sports Med.* 2021 Mar;*49*(3):609-619. doi: 10.1177/0363546520985283.

Kipp, K., Krzyszkowski, J., & Heeneman, J. (2021). Hip moment and knee power eccentric utilisation ratios determine lower-extremity stretch-shortening cycle performance. *Sports biomechanics*, *20*(5), 532–542. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1579854>

Kipp, K., Kiely, M. T., Giordanelli, M. D., Malloy, P. J., & Geiser, C. F. (2018). Biomechanical Determinants of the Reactive Strength Index During Drop Jumps. *International journal of sports physiology and performance*, *13*(1), 44–49. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0021>

Komi P. V. (2000). Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of biomechanics*, *33*(10), 1197–1206. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(00\)00064-6](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(00)00064-6)

Komi, P. V., & Bosco, C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicine and science in sports*, *10*(4), 261–265.

Kotsifaki A, Van Rossom S, Whiteley R, Korakakis V, Bahr R, Sideris V, Jonkers I. Single leg vertical jump performance identifies knee function deficits at return to sport after ACL reconstruction in male athletes. *Br J Sports Med.* 2022 May;*56*(9):490-498. doi: 10.1136/bjsports-2021-104692.

Kovács, I., Tihanyi, J., Devita, P., Rácz, L., Barrier, J., & Hortobágyi, T. (1999). Foot placement modifies kinematics and kinetics during drop jumping. *Medicine and science in sports and exercise*, *31*(5), 708–716. <https://doi.org/10.1097/00005768-199905000-00014>



Kozinc, Ž., Žitnik, J., Smajla, D., & Šarabon, N. (2021). The difference between squat jump and countermovement jump in 770 male and female participants from different sports. *European journal of sport science*, 1–9. Advance online publication. <https://doi.org/10.1080/17461391.2021.1936654>

Kubo, K., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 87(6), 2090–2096. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.87.6.2090>

Kubo K, Yata H, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. *Eur J Appl Physiol.* 2006 Feb;96(3):305-14. doi: 10.1007/s00421-005-0087-3.

Kulas, A. S., Schmitz, R. J., Shultz, S. J., Henning, J. M., & Perrin, D. H. (2006). Sex-specific abdominal activation strategies during landing. *Journal of athletic training*, 41(4), 381–386.

Leppänen, M., Pasanen, K., Kujala, U. M., Vasankari, T., Kannus, P., Äyrämö, S., Krosshaug, T., Bahr, R., Avela, J., Perttunen, J., & Parkkari, J. (2017). Stiff Landings Are Associated With Increased ACL Injury Risk in Young Female Basketball and Floorball Players. *The American journal of sports medicine*, 45(2), 386–393. <https://doi.org/10.1177/0363546516665810>

Loturco, I., Kobal, R., Kitamura, K., Fernandes, V., Moura, N., Siqueira, F., Cal Abad, C. C., & Pereira, L. A. (2019). Predictive Factors of Elite Sprint Performance: Influences of Muscle Mechanical Properties and Functional Parameters. *Journal of strength and conditioning research*, 33(4), 974–986. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002196>

Mackala K, Rauter S, Simenko J, Kreft R, Stodolka J, Krizaj J, Coh M, Vodicar J. The Effect of Height on Drop Jumps in Relation to Somatic Parameters and Landing Kinetics. *Int J Environ Res Public Health.* 2020 Aug 13;17(16):5886.

Markovic, G., Dizdar, D., Jukic, I., & Cardinale, M. (2004). Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests. *Journal of strength and conditioning research*, 18(3), 551–555. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2004\)18<551:RAFVOS>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2004)18<551:RAFVOS>2.0.CO;2)

McFarland, I. T., Dawes, J. J., Elder, C. L., & Lockie, R. G. (2016). Relationship of Two Vertical Jumping Tests to Sprint and Change of Direction Speed among Male and Female Collegiate Soccer Players. *Sports (Basel, Switzerland)*, 4(1), 11. <https://doi.org/10.3390/sports4010011>

McGuigan, M. R., Doyle, T. L., Newton, M., Edwards, D. J., Nimphius, S., & Newton, R. U. (2006). Eccentric utilization ratio: effect of sport and phase of training. *Journal of strength and conditioning research*, 20(4), 992–995. <https://doi.org/10.1519/R-19165.1>



McGuigan, Michael & Cormack, Stuart & Gill, Nicholas. (2013). Strength and Power Profiling of Athletes: Selecting Tests and How to Use the Information for Program Design. *Strength and conditioning journal*, 35(6), 7-14. <http://dx.doi.org/10.1519/SSC.0000000000000011>

McNair, P. J., Prapavessis, H., & Callender, K. (2000). Decreasing landing forces: effect of instruction. *British journal of sports medicine*, 34(4), 293–296. <https://doi.org/10.1136/bjism.34.4.293>

Meylan, C. M., Nosaka, K., Green, J., & Cronin, J. B. (2011). The effect of three different start thresholds on the kinematics and kinetics of a countermovement jump. *Journal of strength and conditioning research*, 25(4), 1164–1167. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c699b9>

Moir, G., Sanders, R., Button, C., & Glaister, M. (2005). The influence of familiarization on the reliability of force variables measured during unloaded and loaded vertical jumps. *Journal of strength and conditioning research*, 19(1), 140–145. <https://doi.org/10.1519/14803.1>

Newton, R. U., Young, W. B., Kraemer, W. J., & Byrne, C. (2009). Effects of drop jump height and technique on ground reaction force with possible implication for injury. *Sports Medicine, Training and Rehabilitation*, 10(2), 83–93. <https://doi.org/10.1080/15438620109512099>

Nordin, A. D., & Dufek, J. S. (2017). Lower extremity variability changes with drop-landing height manipulations. *Research in sports medicine (Print)*, 25(2), 144–155. <https://doi.org/10.1080/15438627.2017.1282353>

Oliver J, Armstrong N, Williams C. Changes in jump performance and muscle activity following soccer-specific exercise. *J Sports Sci.* 2008 Jan 15;26(2):141-8. doi: 10.1080/02640410701352018.

Oñate, J. A., Guskiewicz, K. M., Marshall, S. W., Giuliani, C., Yu, B., & Garrett, W. E. (2005). Instruction of jump-landing technique using videotape feedback: altering lower extremity motion patterns. *The American journal of sports medicine*, 33(6), 831–842. <https://doi.org/10.1177/0363546504271499>

Owen, N. J., Watkins, J., Kilduff, L. P., Bevan, H. R., & Bennett, M. A. (2014). Development of a criterion method to determine peak mechanical power output in a countermovement jump. *Journal of strength and conditioning research*, 28(6), 1552–1558. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000000311>



Padua, D. A., Carcia, C. R., Arnold, B. L., & Granata, K. P. (2005). Gender differences in leg stiffness and stiffness recruitment strategy during two-legged hopping. *Journal of motor behavior*, 37(2), 111–125. <https://doi.org/10.3200/JMBR.37.2.111-126>

Padulo, J., Tiloca, A., Powell, D., Granatelli, G., Bianco, A., & Paoli, A. (2013). EMG amplitude of the biceps femoris during jumping compared to landing movements. *SpringerPlus*, 2, 520. <https://doi.org/10.1186/2193-1801-2-520>

Paterno MV, Ford KR, Myer GD, Heyl R, Hewett TE. Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin J Sport Med*. 2007 Jul;17(4):258-62. doi: 10.1097/JSM.0b013e31804c77ea.

Pedley, J. S., Lloyd, R. S., Read, P., Moore, I. S., & Oliver, J. L. (2017). Drop Jump: A Technical Model for Scientific Application. *Strength & Conditioning Journal*, 39(5), 36-44. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000331>

Pedley, J. S., Lloyd, R. S., Read, P. J., Moore, I. S., Myer, G. D., & Oliver, J. L. (2020). A Novel Method to Categorize Stretch-Shortening Cycle Performance Across Maturity in Youth Soccer Players. *Journal of strength and conditioning research*, 10.1519/JSC.0000000000003900. Advance online publication. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003900>

Pentidis, N., Mersmann, F., Bohm, S., Giannakou, E., Aggelousis, N., & Arampatzis, A. (2020). Effects of long-term athletic training on muscle morphology and tendon stiffness in preadolescence: association with jump performance. *European journal of applied physiology*, 120(12), 2715–2727. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04490-7>

Pérez-Castilla, A., Rojas, F. J., & García-Ramos, A. (2019). Assessment of unloaded and loaded squat jump performance with a force platform: Which jump starting threshold provides more reliable outcomes?. *Journal of biomechanics*, 92, 19–28. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.05.022>

Petrigna L, Karsten B, Marcolin G, Paoli A, D'Antona G, Palma A, Bianco A. A Review of Countermovement and Squat Jump Testing Methods in the Context of Public Health Examination in Adolescence: Reliability and Feasibility of Current Testing Procedures. *Front Physiol*. 2019 Nov 7;10:1384.

Petronijevic, M. S., Garcia Ramos, A., Mirkov, D. M., Jaric, S., Valdevit, Z., & Knezevic, O. M. (2018). Self-Preferred Initial Position Could Be a Viable Alternative to the Standard Squat Jump Testing Procedure. *Journal of strength and conditioning research*, 32(11), 3267–3275. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002385>



Prapavessis, H., McNair, P. J., Anderson, K., & Hohepa, M. (2003). Decreasing landing forces in children: the effect of instructions. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 33(4), 204–207. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.4.204>

Pruyn, E. C., Watsford, M., & Murphy, A. (2014). The relationship between lower-body stiffness and dynamic performance. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 39(10), 1144–1150. <https://doi.org/10.1139/apnm-2014-0063>

Quatman, C. E., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2006). Maturation leads to gender differences in landing force and vertical jump performance: a longitudinal study. *The American journal of sports medicine*, 34(5), 806–813. <https://doi.org/10.1177/0363546505281916>

Sams ML, Sato K, DeWeese BH, Sayers AL, Stone MH. Quantifying Changes in Squat Jump Height Across a Season of Men's Collegiate Soccer. *J Strength Cond Res.* 2018 Aug;32(8):2324-2330. doi: 10.1519/JSC.0000000000002118.

Sasaki, S., Tsuda, E., Yamamoto, Y., Maeda, S., Kimura, Y., Fujita, Y., & Ishibashi, Y. (2019). Core-Muscle Training and Neuromuscular Control of the Lower Limb and Trunk. *Journal of athletic training*, 54(9), 959–969. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-113-17>

Sattler, T., Sekulic, D., Hadzic, V., Uljevic, O., & Dervisevic, E. (2012). Vertical jumping tests in volleyball: reliability, validity, and playing-position specifics. *Journal of strength and conditioning research*, 26(6), 1532–1538. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318234e838>

Sheppard, J. M., & Doyle, T. L. (2008). Increasing compliance to instructions in the squat jump. *Journal of strength and conditioning research*, 22(2), 648–651. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816602d4>

Shimokochi, Y., & Shultz, S. J. (2008). Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *Journal of athletic training*, 43(4), 396–408. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.4.396>

Snyder, B. W., Munford, S. N., Connaboy, C., Lamont, H. S., Davis, S. E., & Moir, G. L. (2018). Assessing Plyometric Ability during Vertical Jumps Performed by Adults and Adolescents. *Sports (Basel, Switzerland)*, 6(4), 132. <https://doi.org/10.3390/sports6040132>

Suchomel, T. J., Nimphius, S., & Stone, M. H. (2016). The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 46(10), 1419–1449. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0486-0>

Van Hooren, B., & Bosch, F. (2016). Influence of Muscle Slack on High-Intensity Sport Performance: A Review. *Strength and Conditioning Journal* 38(5):75–87



Van Hooren, B., & Zolotarjova, J. (2017). The Difference Between Countermovement and Squat Jump Performances: A Review of Underlying Mechanisms With Practical Applications. *Journal of strength and conditioning research*, *31*(7), 2011–2020. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001913>

Walsh, T. N., Noonan, N., Hollywood, D., Kelly, A., Keeling, N., & Hennessy, T. P. (1996). A comparison of multimodal therapy and surgery for esophageal adenocarcinoma. *The New England journal of medicine*, *335*(7), 462–467. <https://doi.org/10.1056/NEJM199608153350702>

Wilder, J. N., Riggins, E. R., Noble, R. A., Lelito, C. M., Widenhoefer, T. L., & Almonroeder, T. G. (2021). The effects of drop vertical jump technique on landing and jumping kinetics and jump performance. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *56*, 102504. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102504>

Woods, C., Hawkins, R., Hulse, M., & Hodson, A. (2003). The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains. *British journal of sports medicine*, *37*(3), 233–238. <https://doi.org/10.1136/bjism.37.3.233>

Yeow, R., Lee, P. & Goh, J. C. H. (2009). Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *Journal of biomechanics*, *42*(12), 1967-1973. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.05.017>

Young, W. B., Pryor, J. F., & Wilson, G. J. (1995). Effect of Instructions on characteristics of Countermovement and Drop Jump Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *9*(4), 232-236.

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

