

# Módulo 4. La elaboración de perfiles y la monitorización del atleta de deportes que requieren movimientos por encima de la cabeza

Para los atletas que realizan ejercicios que requieren movimientos por encima de la cabeza y los que exigen mucho la parte superior del cuerpo, la fuerza y la velocidad de desarrollo de la fuerza son aspectos fundamentales de su rendimiento. ¿Le resulta fácil a un lanzador de béisbol hacer un lanzamiento constante a más de 90 mph, a un jugador de rugby absorber la fuerza de un tackle o a un boxeador dar un nocaut? Se cree además que, al igual que ocurre con las extremidades inferiores, una capacidad suficiente de producción de fuerza en la parte superior del cuerpo puede optimizar la capacidad de recuperación atlética al ayudar a los deportistas a amortiguar el aumento de la fatiga y crear tolerancia a los picos de carga en el entrenamiento y la competición (Littlewood et al., 2013). Las exigencias físicas varían en función del tipo de actividad requerida en cada deporte. En los deportes de contacto y colisión, el hombro está expuesto a fuerzas de impacto considerables (3400 N en rugby) (Myers et al., 2015) a menudo en posiciones vulnerables, con riesgo potencial de luxaciones y otras lesiones traumáticas (Lum & Barbosa, 2019; Kubo et al., 2001). En el béisbol se generan velocidades angulares de rotación del hombro superiores a 7000°/s (Holt et al., 2016). La adecuación de la capacidad neuromuscular a la demanda exige que los profesionales elaboren un perfil cuantificable preciso del deportista. De este modo se pueden orientar las áreas de desarrollo individual o de intervención necesaria, lo que puede mejorar el rendimiento y reducir la carga de lesiones de hombro y codo, que causan la pérdida de un gran número de días por temporada y suponen un importante gasto para el rendimiento deportivo de los atletas que practican deportes que requieren movimientos de partes superiores del cuerpo.



## Unidad 4.1 **Ámbito de aplicación**

### **Pruebas dinámicas**

La velocidad del desarrollo de la fuerza en las extremidades superiores es una característica importante en los deportes que contienen acciones repetidas de corta duración (McLaine et al., 2016; Couch et al., 2021). Los que practican estos deportes deben estar al tanto de las herramientas que permiten evaluar la capacidad de un atleta para producir más fuerza explosiva en las extremidades superiores, y para determinar su capacidad actual de controlar las adaptaciones impulsadas por el programa de entrenamiento (Portlock et al., 2019; Cools et al., 2014) como la posible inadaptación/recuperación deficiente de la carga de la competición y el entrenamiento. Respecto al uso de plataformas de fuerza en el rendimiento neuromuscular de las extremidades inferiores en pruebas de salto en el suelo, su uso en la evaluación del rendimiento dinámico de la parte superior del cuerpo es relativamente nuevo, ya que hay muchas menos pruebas relacionadas con sus tres aplicaciones fundamentales: la creación de perfiles, la monitorización de la respuesta a la carga del atleta sano y la monitorización en la rehabilitación/reincorporación al deporte (RTS). La investigación sobre pruebas isocinéticas (IKD) ha sido la principal fuente de datos sobre fuerza y potencia y rendimiento neuromuscular de la parte superior del cuerpo. Sin embargo, estos datos han sido principalmente transversales y no longitudinales. Aun en un entorno de alto rendimiento con acceso a esta tecnología, donde las pruebas repetidas de IKD (dinamometría isocinética) pueden ser factibles durante la rehabilitación de atletas individuales, las limitaciones de tiempo significan que, al menos en los deportes de equipo, es poco probable que los profesionales puedan aplicar rutinariamente pruebas de IKD con la frecuencia suficiente para permitir que éste defina las respuestas individuales del atleta a la carga a lo largo de una temporada competitiva o un bloque de entrenamiento.

Las pruebas de fuerza isométrica del complejo articular del hombro pueden proporcionar un medio alternativo, rápido y de bajo " costo " (en cuanto a tiempo y carga) para controlar regularmente el rendimiento neuromuscular de la parte superior del cuerpo, con la posibilidad de proporcionar un perfil de fatiga-recuperación similar al de, por ejemplo, la prueba de la



cadena posterior de la parte inferior del cuerpo. Las plataformas de fuerza, sin embargo, ofrecen al profesional que trabaja la parte superior del cuerpo la posibilidad de evaluar también el rendimiento dinámico explosivo multiarticular mediante flexiones y sus variaciones. Los estudios en rugby han demostrado que el rendimiento de la flexión de brazos balística/pliométrica (BPU / PPU) a las 24/48 horas responde a las exigencias de la competición (Michener et al., 2021; Hams et al., 2019; Roe et al., 2016) y posee potencial como herramienta para monitorizar la fatiga-recuperación del miembro superior en rugby y otros deportes. La información obtenida de un grupo de boxeadores de elite sugiere que la PPU podría proporcionar información sobre la producción de potencia muscular de las extremidades superiores correspondiente a los requisitos de un golpe de puño (Bonello et al., 2021). Por lo tanto, la flexión de brazos puede utilizarse de forma similar a como se utiliza el CMJ en la extremidad inferior, como medida global del rendimiento neuromuscular de la extremidad superior.

### **Flexiones pliométricas y balísticas**

La flexión pliométrica (contra-movimiento) y la flexión balística son las variantes más comunes en la bibliografía sobre la evaluación de flexiones con plataforma de fuerza y las más utilizadas en la práctica aplicada. Es importante dejar en claro que, al igual que en el caso del CMJ, la terminología varía, y el profesional debe consultar siempre las diferentes secciones metodológicas de la investigación cuando realice referencias cruzadas con sus propios datos. En la presente sección, nos referiremos a la flexión pliométrica "PPas" como aquella que comienza en una posición de brazos extendidos e implica un descenso y un empuje rápidos, de modo que la parte superior del cuerpo abandona la plataforma. También se la conoce como flexión de brazos con contramovimiento, tiene un perfil cinético similar al del salto con contramovimiento y, con ciertas salvedades, puede analizarse de forma similar. Definimos la flexión de brazos balística (BPU) como un movimiento que comienza en una posición flexionada (aproximadamente a 90°) y va seguido del mismo impulso rápido que la flexión pliométrica. Por consiguiente, se diferencia de la flexión pliométrica en que no hay fase "excéntrica" de descenso/contra-movimiento, y de forma paralela al SJ evalúa el rendimiento en la fase ascendente ("concéntrica"). Ambas pruebas capturan la cinética de impacto/aterrizaje. A continuación, utilizamos el término X-PU para referirnos a la familia de las flexiones "explosivas", que



incluye las BPU y PPU y su variante, las cuales comprenden un "despegue" balístico.

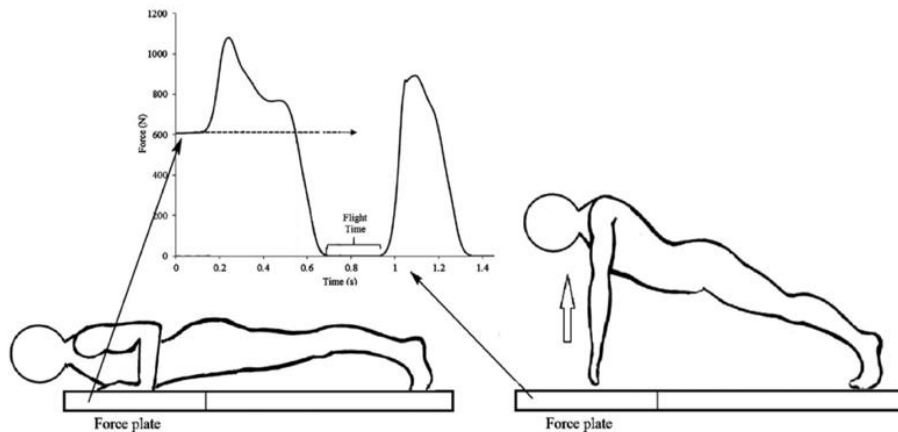
Se registran correlaciones fuertes y significativas ( $p=0,001$ ) entre una serie de mediciones de rendimiento cinético en la BPU y el lanzamiento en press de banca, la potencia media y la potencia máxima ( $r^2 = 0,75$  y  $0,74$ , respectivamente) y se encontraron fuertes correlaciones entre la 1RM (repetición máxima) en banca y la 1RM predicha por la BPU ( $r^2=0,87$ ) (Bartolomei et al., 2018). En un estudio separado, se utilizó un análisis de regresión múltiple para definir la siguiente ecuación de predicción del press de banca a 1RM utilizando medidas cinéticas de rendimiento de la BPU:  $1RM = 0,31 \times \text{Fuerza media} - 1,64 \times \text{Masa corporal} + 0,70$  ( $r^2 = 0,837$ , error estándar de la estimación [SEE] = 11 kg) (Folland et al., 2014). Otros estudios posteriores informaron de resultados similares y coincidieron en que la BPU es un medio válido y fiable para estimar la potencia media y la potencia máxima de la parte superior del cuerpo (explica el 83,7% de la variación total en un press de banca a 1RM). La BPU también se considera más fácil de implementar que un lanzamiento en press de banca en máquina Smith (Bonello et al., 2021; Del Balso & Cafarelli, 2007), otra medición de la potencia de la parte superior del cuerpo.

A continuación, la Figura 1 muestra la configuración de una BPU con dos plataformas de fuerza, en la que ambas manos se colocan en una plataforma, de la que se derivan la curva fuerza-tiempo y los eventos y variables de interés clave (Del Baso y Cafarelli, 2007), por lo que se denomina plataforma del miembro superior (UL). La segunda plataforma sobre la que se colocan los pies se utiliza esencialmente para garantizar la captura de la masa del sistema, datos que no proporcionan métricas adicionales, pero que se integran en los cálculos de velocidad y potencia, es decir, la plataforma del miembro inferior (LL). Esta configuración se denomina "UL-LL simple" (una única plataforma para el miembro superior y una única plataforma para el miembro inferior) para distinguirla de otras configuraciones que suelen encontrarse en entornos de rendimiento e investigación, por ejemplo, una configuración UL doble en la que las manos izquierda y derecha se colocan en plataformas diferentes. La configuración UL simple (sin plataforma LL) da como resultado una fuerza-tiempo similar a la que se ve en la Figura 1, pero esta configuración disminuye la capacidad de determinar con precisión la velocidad y las variables derivadas de ella, como la potencia (como se explica más adelante). Durante las flexiones



pliométricas, entre el 69% y el 75% del peso corporal es soportado por las manos (Suprak et al., 2018).

**Figura 1: Flexión balística (BPU) realizada en un par de plataformas de fuerza (plataforma simple-UL plataforma simple LL) y ejemplo del perfil fuerza-tiempo**



Vista general de las fases de despegue, vuelo y aterrizaje mostradas en una BPU (es decir, sin contramovimiento) de empuje hacia arriba y ejemplo del perfil fuerza-tiempo de la plataforma UL.

Fuente: Bartolomei et al., 2018

Force place	Lugar de la fuerza
Flight time	Duración del vuelo
Force	Fuerza
Time	Tiempo

La configuración dual-UL genera una curva vGRF, así como la medición simultánea de las salidas izquierda y derecha y la simetría en la fuerza y el impulso durante la prueba, tal y como se obtiene en las evaluaciones del CMJ con plataforma

Hasta la llegada del acceso generalizado a las plataformas de fuerza, el lanzamiento en press de banca con contramovimiento y el lanzamiento de balón medicinal eran las herramientas disponibles p comúnmente utilizadas para cuantificar y perfilar el rendimiento neuromuscular dinámico de alta velocidad de la parte superior del cuerpo (Popchak et al., 2021). La similitud



de los patrones cinéticos/cinemáticos entre la BPT y el lanzamiento de balón medicinal y la BPU ha animado a los practicantes con acceso a plataformas de fuerza a explorar qué datos cinéticos se obtienen de la prueba con este tipo de plataformas. En concreto, se ha prestado especial atención a la potencia máxima, la fuerza y la velocidad del desarrollo de la fuerza durante la fase de "despegue". En el caso de los deportistas de contacto/colisión, la PPU puede describirse como una herramienta de evaluación que imita fielmente las exigencias de los movimientos dinámicos de cadena cerrada de los deportes de colisión, como las caídas, las fintas y los aterrizajes (Portlock et al., 2019).

Aunque la fase excéntrica/descendente no se ha examinado específicamente, en parte debido a los problemas metodológicos para identificar el final de la fase (como se comenta más adelante), hemos descubierto que una relación entre la duración del vuelo y la duración de la contracción es un medio fiable para registrar los cambios en el tiempo que se tarda en llegar al empuje y que comprende la duración excéntrica y la concéntrica. No obstante, en un editorial reciente, también destacamos el valor potencial de las asimetrías de absorción/atenuación de la fuerza en el "aterrizaje" (Ashworth y Cohen., 2019), para lo cual describimos un estudio de caso de un portero de élite que se reincorporaba tras una lesión de hombro. La asimetría de la fuerza máxima de aterrizaje de las flexiones pliométricas (medida con la configuración dual-UL) y la "métrica de la velocidad" isométrica (Prueba ASH-posición T), respectivamente, se utilizaron junto con otras pruebas de la función neuromuscular de las extremidades superiores (HHD e isométrica con dinamómetro de mano) para cuantificar la capacidad de desarrollar y absorber fuerza e informar sobre la preparación del atleta tras una lesión ( cuadro 1). En los jugadores de rugby que regresan de lesiones de hombro, también hemos observado que las estrategias de evasión de la fase de aterrizaje de la PPU eran evidentes (de forma paralela a lo observado tras una lesión de ligamentos de rodilla). Asimismo, la métrica de la velocidad isométrica del desarrollo de la fuerza en la prueba ASH presentó una recuperación retardada, en relación con la fuerza máxima HHD tras una lesión del miembro superior ( cuadro 1), similar a la reportada tras lesiones ligamentosas y musculares del miembro inferior (Mirkov et al., 2017; Taberner & Cohen, 2018). En el miembro superior, la RFD también podría resultar ser un marcador más sensible del rendimiento explosivo y de la capacidad de protección articular,



como se ha sugerido con respecto al miembro inferior (Zebis et al., 2011).

**Cuadro 1. Fuerza de la parte superior del cuerpo durante la rehabilitación tras una operación de hombro**

	Athletic shoulder test (T-position)*				HHD†		Grip strength		Plyometric push-up‡	
	Net peak force <sup>§</sup> (NPF) (N)		RFD 0-100 mst † (N/s)		Prone ER (kg)		Neutral grip (kg)		Peak landing	
Post op	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Left	Right	Total force (L+R) (N)	Asymmetry
Week 6	88.4	115.0	367	591	16.5	23.0	56.1	56.4	N/a¶	
Week 10	121.2	118.9	<b>445</b>	<b>580</b>	21.0	21.3	57.4	63.5	<b>1939</b>	<b>17% R**</b>

\*Single force platform unilateral test—player lying prone with straight arm abducted to 90° (figure 2).

†Hand-held dynamometry (make test) - Prone External Rotation (ER) at 90 degrees Abduction.

‡Dual force platform bilateral test.

§Net peak force=total peak force—force at start of contraction.

¶N/a; not applicable—plyometric push-ups not performed until week 8 postop.

\*\*R=increased peak landing force on the right upper limb (17% higher than left in this example (bold values indicate true deficits).

††RFD 0-100ms; average rate of force development over the first 100ms after the start of contraction - 23 % lower rate of force development in a T-position on the affected left shoulder (bold values).

Nota: Extraído de *Force awakens: a new hope for athletic shoulder strength testing*, por B. Ashworth & D. D. Cohen, 2019, British Journal of Sports Medicine.

Athletic shoulder test (T-position)	Prueba atlética de hombro (posición en T)
Grip strength	Fuerza de agarre
Plyometric push-up	Flexión pliométrica
Net peak force	Fuerza máxima neta
RFD 0-100 mst	RFD 0-100 mst
Prone ER (kg)	Prono ER (kg)
Neutral grip (kg)	Agarre neutro (kg)
Peak landing	Pico de aterrizaje
Total force	Fuerza total
Post op	Después de la operación

Left	Izquierda
Right	Derecha
Asymmetry	Asimetría
Week	Semana
*Single force platform unilateral test- player lying prone with straight arm abducted to 90 (figure 2).	*Prueba unilateral en plataforma de fuerza única- jugador tumbado en decúbito prono con el brazo recto abducido a 90 ( Figura 2).
tHand-held dynamometry (make test) - Prone External Rotation (ER) at 90 degrees Abduction.	Dinamometría de mano (prueba de esfuerzo) - Rotación externa en decúbito prono (ER) a 90 grados de abducción.
#Dual force platform bilateral test.	
SNet peak force- total peak force force at start of contraction	Prueba bilateral con plataforma de fuerza doble.
1N/a; not applicable plyometric push-ups not performed until week 8 postop.	SFuerza máxima neta - fuerza máxima total fuerza al inicio de la contracción
* *R-increased peak landing force on the right upper limb (1 7% higher than left in this example (bold values	1N/a; no aplicable Las flexiones pliométricas no se realizaron hasta la octava semana posoperatoria.
indicate true deficits).	* *R-Aumento de la fuerza máxima de aterrizaje en el miembro superior derecho (1 7% superior al izquierdo en este ejemplo (los valores en negrita
t+RFD 0-1 00ms; average rate of force development over the first 1 00ms after the start of contraction - 23 % lower	indican déficits reales).
rate of force development in a T-position on the affected left shoulder (bold values).	t+RFD 0-1 00ms; velocidad media del desarrollo de la fuerza durante los primeros 1 00ms tras el inicio de la contracción - 23 % inferior

	velocidad del desarrollo de la fuerza en posición T en el hombro izquierdo afectado (valores en negrita).
--	---

En paralelo a lo descrito en las pruebas de salto (Bonello et al., 2021), se propone que las asimetrías en esta tarea bilateral son indicativas de adaptación, lesión o déficit en el rendimiento deportivo por parte del lado más utilizado en comparación con los valores iniciales. Por consiguiente, las asimetrías de la fase de despegue y de la fuerza/impulso o las tendencias de estas asimetrías también pueden proporcionar información relevante para la elaboración de perfiles y el seguimiento de los atletas UL.

Cabe destacar que no se encontró una correlación significativa entre los valores de torque máximo para la rotación interna concéntrica del hombro (IR) (58,8-59,5 N.m.kg-1) y la rotación externa (ER) (44,6-44,8 N.m.kg-1) a 90°/s y las mediciones del rendimiento de las flexiones pliométricas (PF de despegue y aterrizaje, impulso de la fase de desaceleración excéntrica, impulso concéntrico e impulso de aterrizaje) (Fanning et al., 2021). Estos autores sugieren que las variantes de flexiones pliométricas pueden proporcionar información adicional sobre la función de la parte superior del cuerpo de un atleta y su preparación para volver al entrenamiento, ya que exigen que se reflejen los movimientos dinámicos de cadena cerrada de los deportes de colisión, como las caídas, las fintas y los aterrizajes.

Se recomienda que, siempre que se apliquen estas pruebas pliométricas, se establezca un protocolo coherente y estandarizado que se aproxime en lo posible a la biomecánica normal. Asimismo, los datos cinéticos objetivos, al igual que en las evaluaciones de la parte inferior del cuerpo, y quizás más en la parte superior debido a la capacidad del atleta para gestionar su cinemática, la observación de los aspectos cualitativos del rendimiento durante esta prueba puede proporcionar información adicional útil, incluso si se descarta una prueba del análisis cinético. Resulta importante garantizar la calidad de los datos en el momento de la recopilación y tomar nota de las pruebas que muestren aberraciones, las cuales se excluirán del análisis del rendimiento medio del atleta, pero



que pueden conservarse para elaborar la documentación de los profesionales y comprender las asociaciones cinético-cinémáticas. Es muy probable que los deportistas "hagan trampa" (compensen) para conseguir una mejor puntuación. Por lo tanto, la evaluación de los progresos debe centrarse no solo en las medidas cuantitativas de los resultados, sino también en el contexto en el que se producen esas cifras. Tal y como se ha demostrado en las pruebas y monitorización de los miembros inferiores (diferentes ejemplos de consecución de salto vertical desde una misma altura con una estrategia diferente), se puede producir el mismo resultado con estrategias variadas y, como consecuencia, no se obtiene el mismo resultado -alguno de los cuales puede expresarse en los cambios de distribución de la carga en las X-PU, pero también puede manifestarse en otras variables cinéticas-. El modo en que un deportista decide generar y transferir la fuerza al aparato de pruebas desde su base de apoyo es una consideración importante en las pruebas y la monitorización de los deportistas.

### **Protocolos pliométricos**

Según Fanning et al., 2021 se describen variantes de flexiones de brazos para perfilar el rendimiento de la parte superior del cuerpo de forma similar al de la parte inferior -en un rango que pasa de un ejercicio concéntrico únicamente (BPU) a un SSC largo (PPU) a un SSC corto (Aterrizaje con caída desde el cajón (BDL) (Figura 3). Se recomendaron tres pruebas, tras dos de adaptación.

#### ***FLEXIÓN PLIOMÉTRICA - (también denominada "flexión con contramovimiento")***

- Empieza en posición de flexión de brazos con los brazos completamente extendidos, una mano en cada plataforma de fuerza, flexión de hombros a 90°, piernas y torso rectos y pies juntos. El atleta puede seleccionar por sí mismo la distancia entre las manos durante las prácticas, pero debe medirla y utilizarla de forma coherente, ya que el ancho de las manos puede afectar significativamente la fuerza máxima (Morrison et al., 2021) y, potencialmente, la credibilidad de los protocolos. En cuanto al uso de las evaluaciones de los miembros inferiores, el profesional debe sopesar el tiempo que requiere el aumento de los niveles de estandarización y la capacidad de aplicarlos con regularidad.



- La estabilidad en la posición recta de los codos, durante la cual se obtiene un peso.
- Luego de una cuenta regresiva de 3 segundos, el atleta debe bajar rápidamente su torso hacia la plataforma de fuerza, luego empujar inmediatamente en forma vertical para obtener la altura máxima y la elevación del tronco, con los codos extendidos y las manos separadas de la plataforma, aterrizando sobre ésta con ambas manos al mismo tiempo, pero sin recibir más indicaciones de preparación para el aterrizaje (a menos que el practicante esté preparando específicamente para ello).
- Hay que volver a la posición inicial para preparar la siguiente repetición si se están realizando repeticiones y esperar a que finalice la grabación antes de abandonar las plataformas.

#### ***Aterrizaje con caída desde el cajón (BDL)***

- Posición inicial idéntica a la PPU, excepto que las manos se colocan en cajones elevados de 20 cm y se sitúan a 65 cm de distancia, en posición lateral a la de aterrizaje.
- El atleta baja del cajón con ambos brazos simultáneamente, desacelera lo más rápido posible al hacer contacto con las plataformas de fuerza y termina con los codos completamente extendidos en posición de flexión de brazos, manteniéndolos así durante 2 s antes de relajarse.

#### ***BPU (o "press jump")***

- Misma posición que para la PPU
- Descenso del tronco hasta una posición de flexión de aproximadamente 90 grados, mantenida durante uno o dos segundos hasta que se le indique que se aleje del suelo lo más rápidamente posible, despegándose con los codos completamente extendidos (al igual que para la PPU).
- No se dan indicaciones de aterrizaje y se vuelve a la posición inicial.
- Se repite la prueba si se observa el contramovimiento

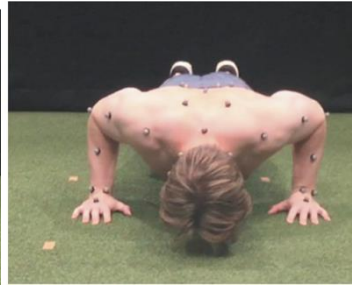
#### **Figura 2: Variantes de flexiones**



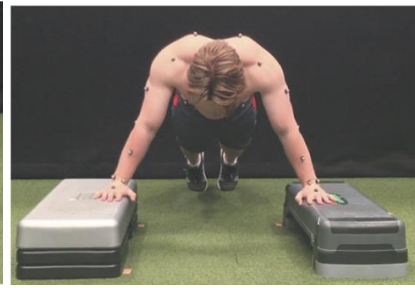
A) Counter Movement Jump



B) Press Jump



C) Box Drop Land



(a) PPU/"salto" con contramovimiento (b) BPU/press "jump" (c) Aterrizaje con caída desde el cajón.

Extraída de *Biomechanical upper-extremity performance tests and isokinetic shoulder strength in collision and contact athletes*, por E. Fanning et al., 2021, Journal of sports sciences.

Counter movement jump	Salto con contramovimiento
Press jump	Press jump
Box drop land	Aterrizaje con caída desde el cajón

Estos datos descriptivos pueden utilizarse como referencia comparativa para los deportistas lesionados al realizar las pruebas anteriores ( cuadro 2 ).

### Cuadro 2. Datos normativos de variantes de flexiones en atletas masculinos sanos que practican deportes de colisión.

Measure	Limb normative data		
	Mean $\pm$ SD		
	(95% confidence interval)		
	Dominant	Non-dominant	Absolute asymmetry
Counter movement push up (n = 39)			
Jump height (cm)	10.7 $\pm$ 3.5 (9.5, 11.9)		
Take off peak force (N.kg-1)	6.0 $\pm$ 1.1 (5.7, 6.4)	6.0 $\pm$ 1.0 (5.7, 6.3)	4.0 $\pm$ 2.8 (3.1, 4.9)
Landing peak force (N.kg-1)	13.0 $\pm$ 4.3 (11.6, 14.4)	12.9 $\pm$ 4.3 (11.5, 14.3)	11.2 $\pm$ 8.1 (8.6,13.8)
Take off eccentric deceleration phase impulse (kN.s)	0.6 $\pm$ 0.3 (0.5, 0.6)	0.6 $\pm$ 0.3 (0.5, 0.6)	4.1 $\pm$ 3.0 (3.2,5.1)
Take off concentric impulse (kN.s)	1.7 $\pm$ 0.8 (1.4, 2.0)	1.7 $\pm$ 0.8 (1.5, 2.0)	4.2 $\pm$ 2.6 (3.3,5.1)
Press jump (n = 35)			
Jump height (cm)	9.0 $\pm$ 3.8 (7.8, 10.3)		
Take off peak force (N.kg-1)	5.5 $\pm$ 0.9 (5.2,5.8)	5.5 $\pm$ 0.8 (5.2,5.8)	4.2 $\pm$ 2.9 (3.2,5.2)
Take off concentric impulse (kN.s)	2.1 $\pm$ 1.1 (1.7, 2.5)	2.1 $\pm$ 1.1 (1.7, 2.5)	3.9 $\pm$ 2.7 (3.0,4.9)
Box drop land (n = 39)			
Landing peak force (N.kg-1)	15.1 $\pm$ 3.4 (14.0, 16.3)	15.5 $\pm$ 3.8 (14.3, 16.8)	10.6 $\pm$ 8.5 ((7.9,13.4)
Landing impulse (kN.s)	1.8 $\pm$ 0.2 (1.7, 1.9)	1.8 $\pm$ 0.2 (1.7, 1.8)	5.9 $\pm$ 5.4 (4.2,7.7)

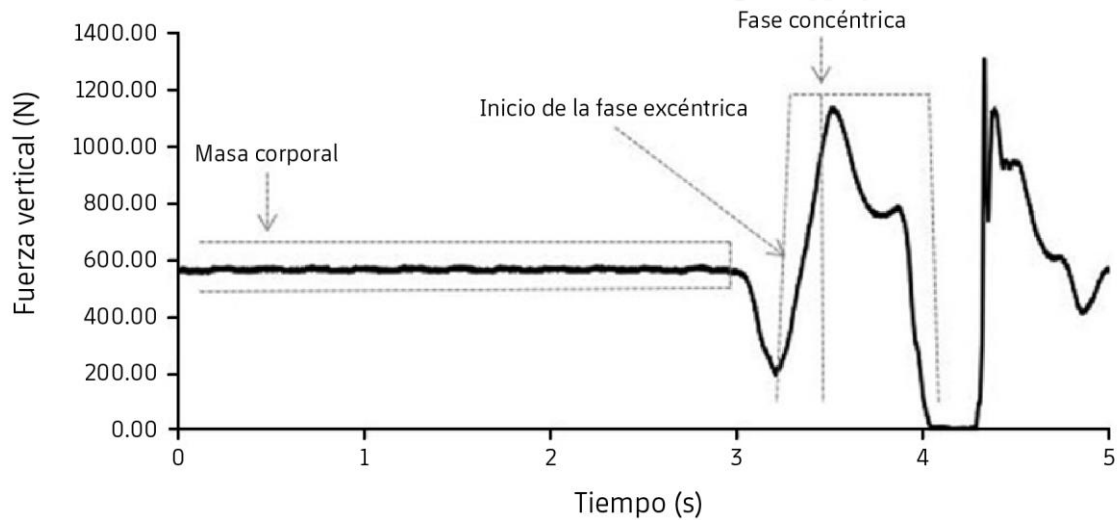
Nota: Extraída de *Biomechanical upper-extremity performance tests and isokinetic shoulder strength in collision and contact athletes*, por E. Fanning et al., 2021, Journal of sports sciences.

Limb normative data	Datos normativos de los miembros
Mean	Promedio
95% confidence interval	Intervalo de fiabilidad del 95%
Measure	Medida
Dominant	Dominante
Non-dominant	No dominante
Absolute asymmetry	Asimetría absoluta
Counter movement push up (n = 39)	Flexión con contramovimiento (n = 39)
Jump height (cm)	Altura de salto (cm)
Take off peak force (N.kg-1)	Fuerza máxima de despegue (N.kg-1)
Landing peak force (N.kg-1)	Fuerza máxima de aterrizaje (N.kg-1)
Take off eccentric deceleration phase impulse (kN.s)	Impulso de la fase de desaceleración excéntrica de despegue (kN.s)
Take off concentric impulse (kN.s)	Impulso concéntrico de despegue (kN.s)
Press jump (n= 35)	Press jump (n= 35)
Jump height (cm)	Altura de salto (cm)
Take off peak force (N.kg-1)	Fuerza máxima de despegue (N.kg-1)
Take off concentric impulse (kN.s)	Impulso concéntrico de despegue (kN.s)
Box drop land (n= 39)	Aterrizaje con caída desde el cajón (n= 39)
Landing peak force (N.kg-1)	Fuerza máxima de aterrizaje (N.kg-1)
Landing impulse (kN.s)	Impulso concéntrico de aterrizaje (kN.s)



	Fuerza máxima de aterrizaje (N.kg-1)
	Impulso de aterrizaje (kN.s)

**Figura 3: Ejemplo de perfil de duración de la fuerza durante una PPU.**



Adaptada de *The Test-Retest Reliability of Force Plate-Derived Parameters of the Countermovement Push-Up as a Power Assessment Tool*, por G. N. Parry et al., 2020, *Journal of sport rehabilitation*.

Vertical force	Fuerza vertical
Time	Tiempo
Body mass	Masa corporal
Start of eccentric	Inicio de la fase excéntrica
Concentric phase	Fase concéntrica

**Fiabilidad/ validez**

La fiabilidad interdiaria de las tres pruebas también se examinó en esta cohorte de 39 deportistas de contacto y colisión, la mayoría de ellos de fútbol gaélico y rugby (72% amateurs y 28% semiprofesionales), y resultó de moderada a excelente (ICC 0,67-0,97) Fanning et al., 2021). Se observó una fiabilidad de



moderada a muy alta (ICC = 0,88 -0,98) de los parámetros cinéticos derivados de la plataforma de fuerza de una flexión de brazos con contramovimiento en los 10 atletas de nivel universitario con experiencia en levantamiento de pesas (CV 5,5%-14,1%; fuerza máxima: 7,5%; fuerza media: 8,6%, y velocidad del desarrollo de la fuerza: 11.2%). La fuerza máxima, la fuerza media, la RFD y el impulso demostraron ser fiables (ICC = 0,8-0,96) en jugadores de liga de rugby de subelite y se observó una fiabilidad dentro del sujeto de < 10% para la mayoría de las mediciones de rendimiento (CV% = 4,3-7,6) excepto para la RFD (CV% = 11) (Hogarth et al., 2013). Las correlaciones entre las pruebas de fuerza máxima (ICC = 0,85-0,97) fueron elevadas para una serie de ejercicios pliométricos de flexión de brazos. Por lo tanto, las cinéticas de las plataformas de fuerza derivadas durante la PPU y sus variantes parecen ser fiables tanto en personas no entrenadas como en deportistas de subelite, siguiendo un patrón similar al descrito en las pruebas de salto en el suelo, en las que la fuerza y el impulso muestran un mayor ICC y un menor CV que las medidas de RFD.

- **RFD**

Como se ha destacado anteriormente en relación con las pruebas isométricas de la parte inferior del cuerpo y otras partes de este certificado, a pesar de su menor fiabilidad (Hogarth et al., 2013), la RFD sigue siendo de interés debido a su potencial como indicador clave del rendimiento. Al igual que en las evaluaciones de la parte inferior del cuerpo, se recomienda tener precaución en la interpretación de las medidas de RFD de las X-PU, especialmente en atletas poco familiarizados con la evaluación. Sin embargo, las medidas de la RFD no deben descartarse y pueden resultar un marcador valioso para algunos atletas. La utilización debe considerarse en función de cada caso, estableciendo como primer paso la fiabilidad (día a día) en el deportista en cuestión.

- **Validez**

En la actualidad, la bibliografía sobre las X-PU es reciente (en relación con la de los miembros inferiores), por lo que se necesita más investigación y práctica aplicada para definir de forma concluyente las variables más selectivas y eficaces para la elaboración de perfiles y la monitorización, respectivamente. Si bien existen algunos datos normativos, las comparaciones

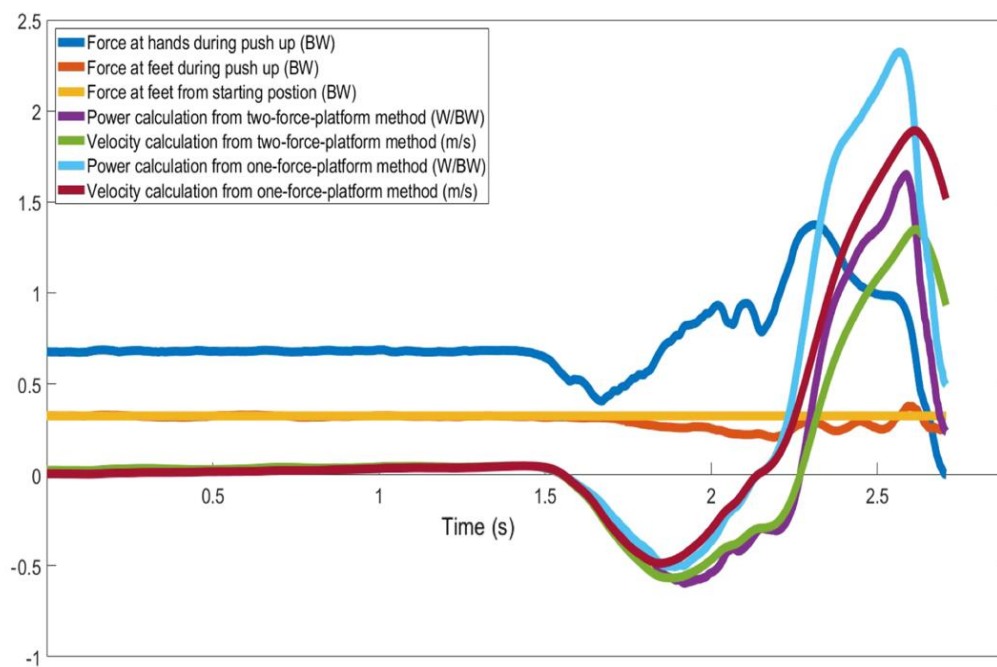


entre los datos que usted pueda recopilar y los de la bibliografía deben realizarse con cautela.

En las secciones de metodología de los estudios no siempre queda claro cómo se calcula una variable específica -como la RFD-, que requiere un punto inicial y final concretos para poder replicar su cálculo y, en consecuencia, comparar valores. Asimismo, en el caso de una de las variables más comunes -la potencia máxima-, los estudios que utilizan únicamente configuraciones UL no suelen describir en detalle el procesamiento de datos realizado para calcular estos valores. La determinación precisa de la velocidad y la potencia (fuerza x velocidad) basada en la física newtoniana y la aplicación del cálculo de la métrica del salto a las evaluaciones de las X-PU dependen de que se cumplan los requisitos relativos a la masa del sistema en las plataformas y al movimiento lineal. La proporción de peso corporal medida en las configuraciones de plataforma de fuerza simple UL en la posición inicial de flexión de brazos es de aproximadamente 0,64 (mujeres) a 0,67 (hombres) (Hinshaw et al., 2018). Las curvas precisas de velocidad y potencia-tiempo para las medidas de interés de la parte superior del cuerpo también dependen de que haya una fuerza constante aplicada a los pies, es decir, que la masa del sistema al inicio del movimiento sea la misma que al final. Al utilizar una configuración UL-LL, Sha & Dai, 2021 demostraron que no se cumplen los requisitos usando una configuración de plataforma simple UL, al descubrir que la fuerza en las plataformas LL disminuía durante la flexión de brazos, principalmente debido a un desplazamiento del centro de masa (COM) en un arco circular alrededor del pivote de los dedos fijos -durante el descenso la carga aumenta en la UL y disminuye en la LL (Dhahbi et al., 2017; Sha & Dai, 2021). Demostraron que, como resultado, los valores de velocidad y potencia obtenidos con la configuración UL de plataforma simple están sobreestimados (véase la siguiente Figura)



**Figura 4: Perfiles de fuerza, velocidad y potencia-tiempo de BPU a partir de configuraciones de una plataforma de fuerza (UL simple) y dos plataformas de fuerza (UL simple - LL simple).**



Los datos de fuerza-tiempo registrados durante la BPU utilizando la configuración de plataforma de fuerza simple UL (azul oscuro) LL (naranja) derivan curvas de velocidad-tiempo y potencia-tiempo calculadas utilizando datos 1) de la plataforma UL únicamente (velocidad: rojo oscuro; potencia: celeste) y 2) de la plataforma LL + UL (velocidad: verde; potencia: violeta). La línea amarilla ilustra el valor de la fuerza en la plataforma LL al inicio para facilitar la visualización de la desviación de ese valor a partir de la flecha donde la fuerza LL disminuye por debajo de los valores iniciales e implica un aumento en las plataformas UL. Esta desviación invalida los supuestos en los que se basan los cálculos de velocidad y potencia UL aplicados con una configuración exclusivamente UL y es la fuente de discrepancia en las curvas de velocidad y potencia-tiempo derivadas con los métodos LL y UL.

BW=Peso corporal (es decir, fuerza expresada como múltiplos del peso corporal).

Extraída de *The validity of using one force platform to quantify whole-body forces, velocities, and power during a plyometric push-up*, por Z. Sha & B. Dai, 2021, BMC Sports Science Medicine and Rehabilitation.



Force at hands during push up (BW)	Fuerza en las manos durante la flexión de brazos (BW)
Force at feet during push up (BW)	Fuerza en los pies durante la flexión de brazos (BW)
Force at feet from starting position (BW)	Fuerza en los pies desde la posición inicial (BW)
Power calculation from two-force-platform method (WBW)	Cálculo de la potencia a partir del método de las dos plataformas de fuerza (WBW)
""""Velocity calculation from two-force-platform method (m's)	"""" Cálculo de la velocidad por el método de las dos plataformas de fuerza (m's)
Power calculation from one-force-platform method (W/BW)	Cálculo de la potencia a partir del método de una plataforma de fuerza (W/BW)
Velocity calculation from one-force-platform method (mi's)	"""" Cálculo de la velocidad a partir del método de una plataforma de fuerza (mi's)
Time	Tiempo

Resulta interesante que varios estudios que utilizan flexiones de brazos proporcionan valores de velocidad y potencia sin una configuración UL-LL y, en algunos casos, la potencia máxima es fundamental para su análisis. Sin embargo, si se utiliza una configuración exclusivamente UL y la posición del cuerpo está cuidadosamente ajustada en cuanto a la posición de las manos y, en consecuencia, a la UL: La distribución del COM en las LL; aún podemos tener cierta confianza en la detección de cambios en la velocidad y la potencia a lo largo del tiempo o en una aplicación de monitorización previa y posterior, teniendo en cuenta que los valores absolutos calculados en cada punto temporal no son exactos. Además, Shu (2021) presentó una regresión logística que permite estimar la fuerza, la velocidad y la potencia de todo el cuerpo a partir únicamente de la UL. No obstante, los autores sugieren cautela, dada la población única en la que se basó este estudio. Destacan que, a pesar de las correlaciones significativas entre los valores medidos directamente y los estimados, sólo la vGRF presentaba una  $r$  de  $> 0,9$ , mientras que la velocidad y la potencia se situaban en torno a  $0,6$ . Según el autor, cualquier dato sobre potencia y velocidad máximas que figure en los valores publicados debe tratarse con cautela y, si bien, como se ha descrito anteriormente, para fines de monitorización, se recomienda que los profesionales e investigadores se esfuercen por identificar otras variables que



presenten menos dificultades a la hora de calcularlas con precisión y que sean útiles en sus cuestiones relacionadas con el rendimiento y las lesiones.

- **Variables**

Dadas las limitaciones descritas, paradójicamente, la variable de la que más se habla en la bibliografía sobre las X-PU puede ser también la menos válida, a menos que se disponga de una configuración UL. En general, hay pocos estudios de respuesta a la carga que utilicen la BPU sobre los que se pueda concluir firmemente qué otras variables deberían utilizarse. Sin embargo, se sugieren los siguientes basándose en una combinación de fiabilidad, validez, y utilidad demostrada en pruebas equivalentes de LL y en las observaciones de los autores sobre datos longitudinales en boxeadores de elite.

1. **Duración del vuelo:** Al ser una característica sin procesar, refleja el despegue y el aterrizaje desde la plataforma y requiere un procesamiento mínimo, es decir, es la definición del umbral para esos dos eventos; y en cuanto al CMJ, está altamente correlacionado con el impulso concéntrico y con la potencia máxima (concéntrica).
2. **Tiempo de contracción:** Como se ha destacado con respecto al CMJ, en la PPU, si el atleta está estable antes del descenso y realiza el descenso rápidamente, la determinación o detección del inicio del movimiento mediante algoritmos de software se consigue fácilmente y es precisa, además de fiable. La determinación de las fases excéntrica y concéntrica es más compleja, pero como los cambios en cualquiera de ellas repercutirán en el tiempo de contracción, esto sería adecuado y también permitiría estimar el tiempo de vuelo: tiempo de contracción. El uso de la duración de vuelo en las X-PU: En la literatura no existen datos acerca del tiempo de contracción (CT), pero ambos componentes han mostrado fiabilidad; los autores sugieren que puede ser, como ocurre en la parte inferior del cuerpo, un índice útil de la eficacia neuromuscular en el sentido de que puede captar cambios potenciales tanto en el despegue (vuelo) como en el tiempo que se tarda en despegar del suelo (tiempo de contracción). En cuanto al CMJ y cualquier variable que incluya el rendimiento excéntrico, elcontramovimiento debe entrenarse para que sea rápido, o estas medidas se vuelven muy variables y pierden su valor en el perfil neuromuscular y la monitorización.



3. **Fuerza máxima:** Ha demostrado ser fiable, y como valor bruto y discreto, que se produce durante la fase concéntrica media-alta/alta, esta variable no depende del procesamiento. Como ya hemos descrito, los valores derivados de las configuraciones exclusivamente de la UL tienen una correlación  $r$  de  $> 0,9$  con los valores de cuerpo entero.
4. **Fuerza media:** Es el valor bruto de la fuerza máxima; sin embargo, la fuerza media se verá influida por el área sobre la que se calcula y, por lo tanto, es susceptible a las decisiones de punto inicial y final, así como a los procesos de detección. Los autores sugieren que solo en las configuraciones UL, un despegue positivo (es decir, por encima del peso corporal) sería un inicio y un final fiables e incluiría la aplicación de fuerza excéntrica y concéntrica sin tener que identificar con precisión esas fases. Si, por el contrario, se dispone de una configuración UL-LL y se identifican las fases, el profesional podría examinar específicamente la fuerza o el impulso medio de desaceleración excéntrica y la fuerza/impulso medio concéntrico por separado.
5. **Fuerza máxima de aterrizaje:** Según hemos detallado en un caso de estudio editorial (Ashworth & Cohen, 2019), las asimetrías en esta variable parecen ser reveladoras de las estrategias de evasión tras una lesión de hombro y el aterrizaje máximo bilateral (total) puede cuantificar la carga de impacto durante los ejercicios de X-PU de miembro superior.

#### ● Limitaciones

Como para todas las evaluaciones neuromusculares, la familiarización es clave para obtener datos fiables y representativos de las pruebas pliométricas de la parte superior del cuerpo, hasta que la técnica se estabilice/aprenda, las medidas pueden mejorar sin ningún cambio real en las características neuromusculares subyacentes. Del mismo modo, la regularización de las indicaciones y los aspectos señalados anteriormente son fundamentales. Además, no todos los atletas son capaces de realizar una X-PU a causa de limitaciones técnicas o físicas.

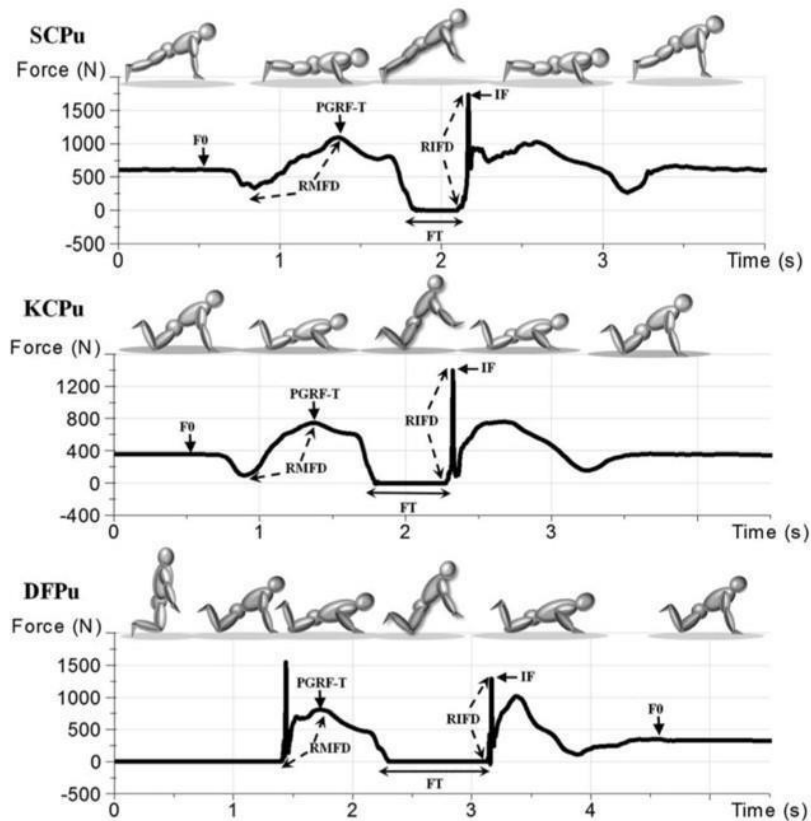
#### **Variantes modificadas de las flexiones explosivas**



El análisis cinético de la plataforma de fuerza de los miembros inferiores se utiliza tanto como herramienta de evaluación neuromuscular en controles periódicos o frecuentes como medio para proporcionar información inmediata sobre el rendimiento de variantes como sentadillas con carga, saltos o saltos con caída desde diferentes alturas: lo mismo ocurre en la bibliografía sobre las X-PU. La evaluación del rendimiento neuromuscular de la parte superior del cuerpo mediante plataformas de fuerza, con la PPU como prueba básica y sus variantes como un posible equivalente "Bosco", no se limita a los ejemplos expuestos. Los ejercicios derivados/progresivos (p. ej., carga añadida/descenso desde alturas ascendentes), regresiones (p. ej., descarga utilizando la rodilla flexionada -que reduce la UL de la carga un 64-67% durante el 48-52% durante la flexión modificada-) de la X-PU se utilizan habitualmente en programas de entrenamiento y rehabilitación, y la cinética derivada de la vGRF permite cuantificar las demandas de carga en las fases de propulsión (despegue) e impacto (aterrizaje), así como los efectos relativos sobre la velocidad, las duraciones y la distribución de la carga. La selección de la intensidad adecuada del entrenamiento pliométrico puede guiarse por los datos de la vGRF (Dhahbi et al., 2017); por ejemplo, tanto la vGRF máxima como la RFD durante el despegue fueron mayores ( $P < .001$ ) en los ejercicios de la PPU que en los de la BPU (Dhahbi et al., 2017). Por lo tanto, estos datos de la vGRF pueden ayudar a fundamentar las decisiones de prescripción de ejercicio en el atleta sano y en rehabilitación, como en la selección de variantes durante la rehabilitación temprana para reducir las demandas. Posteriormente, las cargas pueden aumentarse progresivamente para la carga de propulsión o de impacto, o ambas - como parte de una preparación óptima para hacer frente a la mayor fuerza y RFD experimentadas en el contacto/impacto. Esto también pone de relieve el potencial de fusión del rendimiento del ejercicio y la evaluación dentro de la rehabilitación para proporcionar información inmediata al profesional y al deportista.

**Figura 5: Perfiles temporales de la fuerza de reacción vertical al suelo durante la ejecución de variantes de la flexión de brazos.**





Tiempo de fuerza de reacción vertical al suelo registrado durante la ejecución de ejercicios de flexión de brazos con contramovimiento (por ejemplo, SCPu, KCPu y DFPu). SCPu = flexión estándar con contramovimiento, KCPu = flexión de rodillas con contramovimiento, DFPu = flexión con caída; Fo = fuerza inicial soportada; PGRF-T = pico-GRF de despegue; RMFD = velocidad de evolución de la fuerza durante el despegue; FT = duración del vuelo; if = fuerza de impacto; RIFD = velocidad de desarrollo de la fuerza de impacto.

Extraída de *Explosive Push-ups: From Popular Simple Exercises to Valid Tests for Upper-Body Power*, por D. Zalleg et al., 2018, Journal of strength and conditioning research.

En términos generales, no existen muchas publicaciones que describan la cinética de la plataforma de fuerza y/o la cinemática de ejercicios pliométricos alternativos de la parte superior del cuerpo, y los estudios han sido inconsistentes. En un trabajo inicial en el que se compararon las flexiones de brazos (BD) y " las flexiones con palmada" (CPU) de los reclutas militares familiarizados con el entrenamiento pliométrico, no se encontraron diferencias significativas entre las flexiones con CPU y BD desde distintas alturas (Koch et al., 2012). En



cambio, un estudio en individuos menos familiarizados con el entrenamiento pliométrico regular de la parte superior del cuerpo observó una vGRF máxima mayor en la variación de la CPU que en la del BD (Moore et al., 2012). Esto indica una influencia del historial de entrenamiento en el efecto relativo de las alteraciones de la carga externa –una consideración importante a la hora de programar la incorporación del entrenamiento pliométrico de la parte superior del cuerpo en los programas de los atletas, y al analizar/interpretar los resultados. Esto también pone de relieve la importancia de que el profesional entienda cómo sus deportistas producen y atenúan la carga a través de estas variantes, especialmente en el contexto de datos menos exhaustivos que los de LL.

En un artículo de estudio de caso en línea ( sin revisión científica) se describe una contribución interesante y útil al corpus de trabajos publicados: los valores máximos de fuerza derivados de la plataforma de fuerzas en un gran número de variantes de las X-PU durante el frenado (descenso/excéntrico), la propulsión (ascenso/concéntrico) y el aterrizaje –y todas las pruebas fueron realizadas por el autor (Oakley, 2021). Los datos seleccionados de este caso describen las diferencias en la vGRF a lo largo de una serie de flexiones de brazos y otros ejercicios realizados en el suelo, con el fin de proporcionar una orientación sobre el lugar que ocupa un ejercicio (o una evaluación) en el proceso continuo. Este autor también observó que, al igual que en los aterrizajes de miembros inferiores, la técnica de aterrizaje con flexión de brazos y con caída con miembros superiores y el entrenamiento de la misma también influyen en las GRF (Oakley, 2021); por ejemplo, la indicación de concentrar (flexión del codo en el aterrizaje) en lugar de "mantener" (mantener los codos extendidos) durante el aterrizaje, redujo la fuerza máxima de éste. La modificación de las GRF y de las estrategias de concentración y retención de la fuerza puede ser relevante desde el punto de vista del riesgo de lesión en la parte inferior del cuerpo, por lo que también tiene un valor potencial en términos de evaluación del riesgo de lesión en el hombro asociado al contacto/caída (García-Massó et al., 2011) y es relevante para la carga acumulada si se están implementando flexiones de brazos/caídas como parte del entrenamiento.

A efectos de evaluación, la estandarización de las señales no solo es fundamental para mantener la fiabilidad de los datos en diferentes momentos de la prueba, sino que también puede ofrecer



la oportunidad de añadir restricciones a las estrategias y las consiguientes demandas de carga, alterando así las características neuromusculares específicas necesarias para la producción y absorción de fuerza y, por tanto, las demandas y la respuesta adaptativa. En consonancia con la bibliografía sobre la parte inferior del cuerpo, los perfiles de fuerza-velocidad de la parte superior pueden utilizarse para prescribir cargas óptimas para la velocidad de la fuerza y la evolución de la fuerza máxima. La investigación de la parte superior del cuerpo utilizando incrementos del 5% y 10% del peso corporal durante una PPU en atletas masculinos y femeninos ha obtenido resultados paralelos en la extremidad inferior, mostrando un aumento de las fuerzas de reacción al suelo y una disminución de la velocidad con el aumento de la carga externa (Hinshaw et al., 2018). Los autores también concluyeron que la relación entre la carga externa y la potencia máxima durante la PPU está más alineada que el lanzamiento en press de banca con las asociaciones observadas con los saltos con carga. También destacaron que cuando se utiliza la PPU para el desarrollo de la potencia de la parte superior del cuerpo, puede no ser necesaria una carga externa y que, para aumentar la intensidad del desarrollo de la fuerza sin comprometer significativamente la producción de potencia, se recomienda una carga externa del 5-10% del peso corporal. Sin embargo, si en el perfil de un atleta individual se va a determinar el perfil de carga-potencia, si es posible, esto debería realizarse en una configuración UL-LL debido a los problemas en torno a las imprecisiones de velocidad destacadas anteriormente.

## **Unidad 4.2 Otras pruebas neuromusculares de los miembros superiores**

Si bien nos centramos en la cinética para ser exhaustivos, a continuación ofrecemos un breve resumen de algunas de las otras pruebas más dinámicas.

### **Pruebas funcionales**

Las pruebas funcionales incluyen evaluaciones como la prueba de estabilidad de la cadena cinética cerrada de la extremidad superior (CKCUEST) (Goldbeck & Davies, 2000) y la prueba de lanzamiento de peso unilateral sentado (Negrete et al., 2010). El uso de estas pruebas suele justificarse por su practicidad (bajo costo, no requieren equipo) y facilidad de interpretación



(necesidad limitada de evaluadores expertos, facilidad de administración y obtención de datos objetivos) (Roush et al., 2007).

La prueba CKCUEST comienza en una posición de flexión de brazos, en la que los participantes se estiran para tocar la mano contraria tantas veces como sea posible durante 15 segundos. Se registra el número de toques. La prueba tiene una buena fiabilidad (de Oliveira et al., 2017) y se registran correlaciones sólidas entre el rendimiento de la prueba CKCUEST y el pico de torque isocinético de los rotadores internos y externos del hombro ( $r = 0,87-0,94$ ). A pesar de ello, la capacidad de estas pruebas funcionales para definir características específicas relativas al rendimiento en un momento determinado o la contribución a los cambios observados es cuestionable. Por ejemplo, en el caso de la altura de salto o la distancia de salto, solo tenemos un valor de rendimiento externo con información limitada sobre cómo se produce ese valor. Tanto la PF como la RFD o la coordinación en términos de actividad y reclutamiento muscular, y las compensaciones o estrategias alternativas que se utilizan, pueden realizarse con evaluaciones de las contribuciones neuromusculares a la producción de fuerza, y la programación posterior puede seguir basándose en los resultados utilizando equipos válidos y fiables para comprender el proceso de toma de decisiones.

### **Sensores inerciales (acelerómetro/giroscopio)**

El uso de la tecnología de sensores inerciales está impulsado principalmente por el interés en el entrenamiento y las evaluaciones basados en la velocidad y, por lo tanto, en la cuantificación y adaptación de la prescripción de entrenamiento en los ejercicios. Estos dispositivos pueden proporcionar información válida y fiable que puede complementar la información obtenida con las herramientas descritas anteriormente. Por ejemplo, no se encontraron diferencias entre la velocidad del movimiento concéntrico del press de banca con máquina Smith cuando se utilizó el método estándar de captura de movimiento con el software VICON o con un sensor inercial portátil (PUSH Bands v.2.0) (Pelka et al., 2020). Esta tecnología también se utiliza y se adapta a ejercicios de un solo brazo, como el press landmine, para cuantificar los cambios de velocidad que pueden producirse como resultado de adaptaciones positivas a largo plazo (desarrollo atlético) o de un descenso agudo del rendimiento dentro de una serie (fatiga).



## **Conclusión**

Los profesionales deben identificar herramientas capaces de evaluar la capacidad de un deportista de producir fuerza con rapidez en las extremidades superiores. Cada vez existen más pruebas que respaldan el uso de las pruebas pliométricas de las extremidades superiores (PPU y derivados) mediante plataformas de fuerza como método válido y fiable para perfilar y controlar al atleta sano, además de las aplicaciones adicionales en la rehabilitación y el control de la reincorporación al deporte (RTS) tras una lesión o intervención quirúrgica. Las pruebas isocinéticas proporcionan análisis valiosos del ángulo de torsión de las articulaciones aisladas que pueden generar ideas diferentes a las de las pruebas isométricas para la misma acción.

Las pruebas funcionales de bajo costo proporcionan un indicador alternativo menos detallado y objetivo del rendimiento general, pero pueden carecer de sensibilidad para detectar déficits expresados en la estrategia pero no en el rendimiento total. En términos generales, las limitaciones de estos enfoques y basándose en una combinación de consideraciones prácticas (asociaciones con pruebas de interés previamente establecidas y el potencial para captar los resultados y las estrategias/fuerzas características de tiempo limitado producidas y absorbidas y su distribución), se recomienda a los profesionales que trabajan en el entorno del deporte de elite que consideren integrar las pruebas dinámicas de la parte superior del cuerpo, como la PPU y sus variantes, en la elaboración de perfiles de la parte superior del atleta, el seguimiento y la RTS.

## **Unidad 4.3 Pruebas isométricas**

### **Dinamómetro manual (HHD) y fijo (EFD)**

#### ***Prueba isométrica con plataforma de fuerza (Prueba ASH)***

Las pruebas isométricas de la parte superior del cuerpo se utilizan para perfilar la capacidad/calidades de producción de fuerza de los deportistas y evaluar el desarrollo atlético a intervalos regulares a lo largo de un ciclo de entrenamiento y como herramienta de seguimiento regular para detectar posibles indicadores de fatiga residual o acumulada o adaptaciones positivas a la carga. Uno de los objetivos más importantes de los programas de desarrollo y rehabilitación de atletas es



desarrollar el sistema neuromuscular para mejorar la capacidad de producción de fuerza. Las evaluaciones isométricas pueden realizarse de forma rutinaria en los días de recuperación posteriores a un partido sin que ello afecte al entrenamiento y al rendimiento (día de partido (MD) +1 /24 horas o MD +2 / 48 horas), y pueden considerarse más "seguras" que las pruebas excéntricas en lo que respecta a la minimización del potencial de daño muscular inducido por el ejercicio y las menores demandas de carga.

Asimismo, paralelamente a la bibliografía sobre los tendones de la parte inferior del cuerpo, se ha demostrado que el entrenamiento isométrico de la parte superior del cuerpo mejora las valoraciones del dolor, la función subjetiva y la fuerza del hombro. Esto pone de relieve el potencial de una dosis de ejercicio isométrico programada de forma óptima para mejorar la capacidad de fuerza del tendón de la articulación del hombro y la rigidez elástica (Møller et al., 2017) y, por lo tanto, para incorporar la evaluación dentro de las sesiones de entrenamiento. Otras ventajas de las pruebas isométricas son que reducen la probabilidad de que se produzcan patrones de movimiento compensatorios o "patológicos", en comparación con otras formas de pruebas más dinámicas. Además, es más fácil que los patrones que se producen sean identificados por el profesional sin necesidad de cinemática -desplazamientos bruscos en las posiciones del tronco/escapular/hombro durante la aplicación de una fuerza isométrica máxima-.

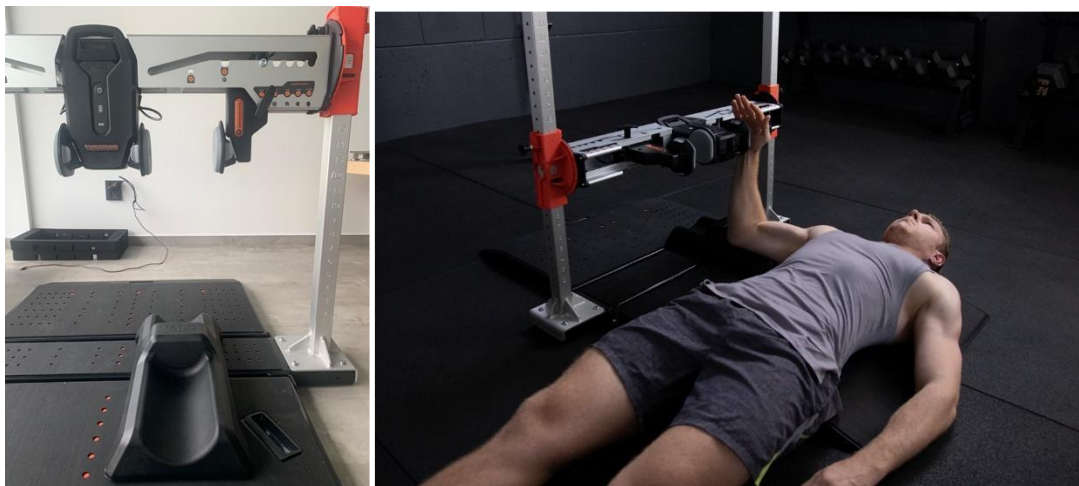
#### **a. Pruebas isométricas - Dinamómetros manuales y fijos**

Si bien el uso de pruebas isométricas y monitorización en atletas de elite está muy difundido, son escasas las pruebas publicadas que respaldan sus aplicaciones. Como ocurre con cualquier herramienta de evaluación, es importante tener en cuenta en primer lugar la validez y fiabilidad de estas pruebas, en función de los métodos utilizados. La dinamometría manual (HHD) y la dinamometría con fijación externa (EFD) han demostrado ser formas fiables de evaluar la producción de fuerza isométrica de rotación interna y externa del hombro (Seroyer et al., 2010), y presentan una fiabilidad de buena a excelente y correlaciones sólidas con la fuerza isométrica máxima ("patrón de referencia") de la IKD (Sander et al., 2013). Sin embargo, alcanzar estos niveles de fiabilidad depende de la consistencia en la recopilación de datos, es decir, de que el mismo agente tenga la experiencia adecuada en la aplicación de la prueba. Además,



el operador debe ser más fuerte que el individuo sometido a la prueba o debe utilizar un elemento de fijación, como un cinturón, para ayudar a estabilizar el dinamómetro (Seroyer et al., 2010; Fanning et al., 2021). Según la experiencia de este autor, la familiarización adecuada con la prueba, el cumplimiento de los protocolos estandarizados y la garantía de calidad (por ejemplo, la inspección y posible eliminación de las pruebas erróneas del inicio de la contracción detectadas) son componentes importantes del proceso de adquisición de datos. Según Couch et al. (2021), la fiabilidad entre prueba y prueba fue de buena a excelente para todas las pruebas de fuerza de hombro HHD y EFD ("ForceFrame - VALD performance ") que utilizaron, y la fiabilidad del EFD fue ligeramente superior a la del HHD en todas las condiciones de prueba, excepto para la posición neutra IR. En el EFD se abordan las causas de los errores de medición y los problemas de fiabilidad del HHD asociados a las posibles fuentes de errores de medición, como la posición del evaluador y del individuo, la posición de los hombros, la fuerza del aplicador, la estabilización del individuo y la estabilización del equipo. Por otra parte, el uso de un soporte de codo moldeado en el EFD (Figura 6) mejoró la fiabilidad en la rotación externa pero no en la interna. Tanto el HHD como el EFD detectan cambios en el estado del atleta debidos a fatiga o lesión y son herramientas portátiles, rápidas y útiles para la evaluación basada en el campo de la producción de fuerza en el hombro, lo que permite a los profesionales recopilar información significativa de un mayor número de atletas en un marco de tiempo más corto.

**Figura 6: Prueba isométrica de hombro en Force Frame y soporte moldeado para el codo**



Fuente: Vald Performance

• Interpretación de los datos

Cuadro 3. Puntuaciones medias, fiabilidad de las pruebas test-retest en ForceFrame y en el dinamómetro manual

Test	Dynamometer	Shoulder position	Test 1, N Mean (SD)	Test 2, N Mean (SD)	ICC (95% CI)	SEM, <sup>a</sup> N	MDC, N
ER	HHD	Neutral	138.00 (33.77)	137.71 (31.99)	.87 (.78-.93)	11.52	31.92
		90°	145.51 (38.01)	149.93 (38.29)	.91 (.84-.95)	11.40	31.61
	ForceFrame	Neutral	122.44 (33.84)	117.00 (31.63)	.92 (.83-.96)	9.24	25.61
		90°	132.37 (39.62)	129.63 (36.55)	.92 (.85-.95)	11.02	30.54
IR	HHD	90° (mold)	134.61 (39.95)	130.22 (39.20)	.91 (.84-.95)	11.67	32.35
		Neutral	152.95 (39.51)	153.39 (37.53)	.92 (.85-.95)	10.97	30.39
		90°	137.66 (38.69)	139.56 (41.15)	.85 (.74-.92)	15.10	41.84
	ForceFrame	Neutral	120.98 (35.94)	119.27 (34.45)	.89 (.81-.94)	11.44	31.70
		90°	124.59 (35.92)	121.80 (32.82)	.85 (.75-.92)	12.93	35.85
		90° (mold)	119.07 (35.60)	115.07 (34.52)	.90 (.81-.94)	11.18	30.98

Abbreviations: CI, confidence interval; ER, external rotation; ICC, intraclass correlation coefficient; HHD, hand-held dynamometry; IR, internal rotation; MDC, minimum detectable change.

<sup>a</sup>Using pooled SD.

**Fuente:** Couch, J., Sayers, M., & Pizzari, T. (2021). Fiabilidad del ForceFrame con y sin un molde fijo del miembro superior en las evaluaciones de la fuerza de rotación del hombro en comparación con la dinamometría manual tradicional. *Journal of sport rehabilitation*, 30(8), 1246-1249. <https://doi.org/10.1123/jsr.2020-0434>

Test	Prueba
Dynamometer	Dinamómetro
Shoulder position	Posición del hombro
Test mean	Promedio de la prueba
Neutral	Neutral
ForceFrame	ForceFrame
Abbreviations: CI, confidence interval; ER, external rotation; ICC, interclass correlation coefficient; HHD, hand-held dynamometry; IR, internal rotation; MDC, minimum detectable change.	Siglas: CCI: coeficiente de correlación interclase; CI: intervalo de fiabilidad; RI: rotación interna; HHD: dinamómetro manual; ER: rotación externa; MDC: cambio mínimo detectable.
Using pooled SD	Utilización de la SD agrupada



El estudio de fiabilidad anterior (cuadro 4) comunicó los valores del error estándar de medición SEM (9,24-15,10) y del cambio mínimo detectable MDC (25,61-41,84) para el HHD y ForceFrame. El valor MDC de 25,6 significa que para poder afirmar con un 95% de certeza que se ha producido un cambio real en la producción de fuerza del hombro, necesitamos observar un cambio superior a 25,6 en la fuerza de rotación. Se trata de un valor relativamente alto en el contexto de los valores medios absolutos comunicados, pero los autores sugieren que puede deberse a la heterogeneidad de los participantes. Otro enfoque consiste en utilizar un umbral de valor porcentual, en lugar de absoluto: por ejemplo, McLaine et al. (2016) concluyeron que un cambio de fuerza máxima superior al 15 % en cualquier posición puede considerarse significativo. De acuerdo con la experiencia del autor, y basándose en los datos adquiridos de lanzadores y jugadores de posición de las grandes ligas de béisbol que utilizaron un EFD (ForceFrame) a lo largo de una temporada, los valores de cambio de menor valor ( $SWC = 0,2 * SD$ ) oscilaron entre 6,81 N y 8,07 N en los hombros izquierdo y derecho para la fuerza ER e IR (Figura 7). Estos datos se confirman en un estudio publicado recientemente, que también muestra una mayor producción de fuerza en los jugadores de posición frente a los lanzadores.

**Figura 7: Valores de fuerza máxima de rotación interna y externa de ForceFrame y cambio mínimo significativo en jugadores de béisbol de elite.**

	LER	RER	LIR	RIR
PROMEDIO	173.80	165.25	174.04	177.97
ST DEV	34.05	35.69	35.60	40.33
SWC	6.81	7.14	7.12	8.07

**“Cambio trivial”**  
**\*SWC = 0.2 \* ST DEV**



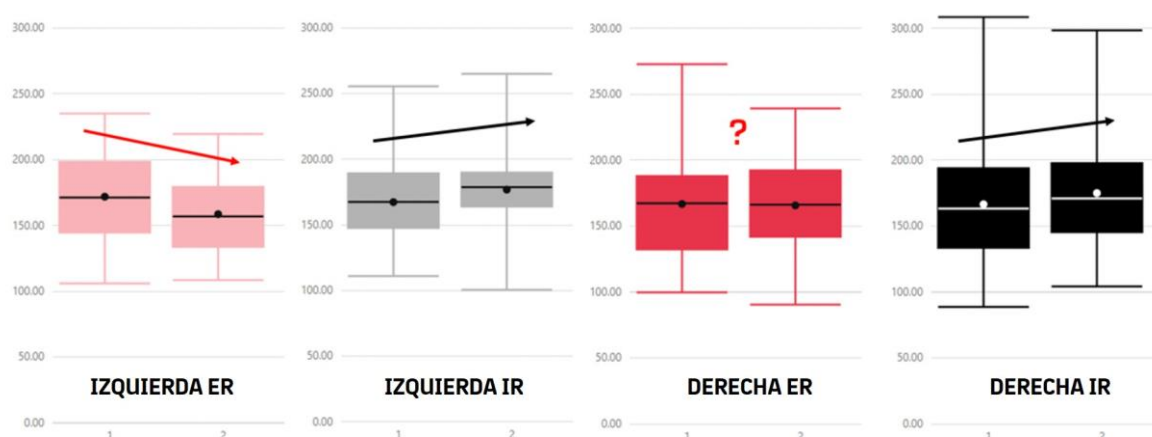
LER=rotación externa izquierda; RER=rotación externa derecha;  
 LIR=rotación interna izquierda; RIR=rotación interna derecha.  
 SWC=cambio mínimo significativo  
 Fuente: elaboración propia.

Mean	Promedio
Trivial change	Cambio trivial

● **Aplicaciones**

La mejoría observada en la fuerza máxima de la IR tras el entrenamiento de primavera, pero ninguna mejoría (o disminución) en la ER, sugiere que es necesario un trabajo dirigido de fuerza de la ER para estimular la adaptación específica de la dirección que no se obtiene con el entrenamiento/práctica de lanzamiento y la fuerza y el acondicionamiento tradicionales, así como el cuidado generalizado del brazo por sí solo. Esta situación puede repercutir en el riesgo de lesiones: al igual que en el atleta con sobrecarga, el desequilibrio entre la fuerza de rotación interna (RI) y externa (RE) aumenta el riesgo de sufrir una lesión de hombro (Johnston et al., 2016)

**Figura 8. Tendencias de la fuerza máxima de rotación interna y externa en jugadores de béisbol**



ER=rotación externa, IR=rotación interna. Gráfico de cajas y bigotes en 2 puntos temporales en 47 jugadores de elite en dos puntos temporales; 1. Inicio de los entrenamientos de primavera 2 Fin de los entrenamientos de primavera. Fuerza máxima isométrica de hombro en ForceFrame para hombros izquierdo y derecho. Obsérvese un aumento de la fuerza de la IR, una



disminución de la fuerza de la ER izquierda y ninguna mejora de la fuerza de la ER derecha. Fuente: elaboración propia.

Left	Izquierda
Right	Derecha

- *Protocolo(s) de ForceFrame*

**Figura 9: Forceframe y las posiciones para la evaluación de la fuerza de rotación interna y externa**



Fuente: Vald Performance

- Posición inicial - "Rotación interna"
  - Decúbito supino 90° acostado junto al travesaño.
  - Altura del travesaño ajustada para que el talón de la palma de la mano descansa sobre la almohadilla
  - Codo flexionado a 90°, elevado hacia un lado en línea con el hombro.
  - Codo colocado en soporte moldeado para minimizar la compensación (soporte no fijo, ya que se tiende a utilizar como punto de apoyo para generar un componente de aducción grande en lugar de un torque de rotación interna más focalizado).
  - Talón de la palma de la mano apoyado en la almohadilla (palma abierta que se emplea para el voleibol como ejemplo, pero que puede resultar más apropiado como puño cerrado en deportes de agarre como el judo), siempre

que el protocolo esté estandarizado y sea consistente para la obtención de datos más fiables (Couch 2021).

- **Protocolo de prueba - isométrica de 3 segundos**

- Haga contacto con la almohadilla.
- Una vez que esté en contacto, aumente constantemente la fuerza y manténgala durante 3 segundos en forma isométrica.
- No tome ventaja. Evite aplicar la fuerza con rapidez.

- **Posición inicial - "Rotación externa"**

- Al igual que en el caso anterior, salvo que el dorso de la muñeca se apoye en la almohadilla.

## **Resumen**

Según este autor, el uso de los ejercicios isométricos permite a los profesionales recopilar información relevante en menos tiempo, pero no sustituye el uso del dinamómetro isocinético, que sigue considerándose el patrón de referencia para cuantificar la producción de fuerza dinámica en rotación, por lo que el profesional debería buscar esta herramienta si cree que es importante realizar una evaluación más exhaustiva. El uso de un dinamómetro fijo con el software adecuado (p. ej., ForceFrame) permite controlar y transformar las dosis en valores de impulso diarios y semanales (útiles para manipular el volumen frente a la intensidad) adecuados para gestionar los cambios diarios en las valoraciones VAS, la preparación, el dolor y la RPE de la sesión, pero este aspecto no está incluido en este módulo.

Los profesionales deben saber que la alteración de la prueba o de la posición del individuo afecta la ventaja mecánica de los músculos implicados y tiene un impacto sustancial en los valores de fuerza máxima. Los profesionales deben comprobar siempre la metodología de los trabajos que proporcionan datos de referencia para determinar si son comparables con sus propios datos.

**Figura 10: Prueba isométrica en decúbito prono utilizando ForceFrame.**





Fuente: elaboración propia.

#### **b. Prueba ASH - Prueba isométrica utilizando una plataforma de fuerza**

La prueba de hombro atlético (prueba ASH) se desarrolló originalmente para que el equipo de especialistas en rendimiento del rugby de elite pudiera identificar déficits ocultos antes de que los jugadores volvieran a tener contacto con el balón. Se consideraba que la mayoría de las evaluaciones cinéticas de las extremidades superiores existentes eran típicamente pruebas de palanca corta que no imitaban las acciones específicas de los deportes ni evaluaban adecuadamente las fuerzas de cizallamiento más intensas experimentadas durante la competición (Hinshaw et al., 2018). Los jugadores eran capaces de "pasar" estas pruebas de palanca corta, pero seguían lesionándose cuando volvían al contacto. Se consideró que una prueba isométrica de palanca larga era un medio más apropiado para reproducir la contracción muscular del hombro requerida, en función de su correspondencia con las exigencias del tackle. Posteriormente, se ha comprobado su relación con el rendimiento en los lanzamientos y los mecanismos asociados a las lesiones producidas en el hombro durante los lanzamientos

**Figura 11: Posiciones de la prueba ASH (A) Prueba I (B) Prueba Y (C) Prueba T.**



Fuente: Ashworth, B., Hogben, P., Singh, N., Tulloch, L., & Cohen, D. D. (2018). The Athletic Shoulder (ASH) test: reliability of a novel upper body isometric strength test in elite rugby players. *BMJ open sport & exercise medicine*, 4(1), e000365. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000365>

La prueba ASH ha demostrado tener una excelente fiabilidad que respalda su uso como herramienta fiable para cuantificar la capacidad de producir y transferir fuerza a través de la cintura escapular utilizando palancas largas (Hinshaw et al., 2018). Esta prueba relativamente nueva puede utilizarse para cuantificar la recuperación de la función muscular tras un entrenamiento o un partido semanal, o la recuperación del rendimiento tras una lesión, si se compara con los valores normales de un jugador. La prueba ASH se puede integrar con otras medidas de movilidad, producción de fuerza, bienestar y métricas de rendimiento para proporcionar una visión global de todos los componentes relevantes para el mantenimiento de la salud y el rendimiento del hombro (Cronin & Owen, 2004).

Se considera que las fuerzas más intensas producidas por las categorías atléticas de elite tienen más probabilidades de reducir la fiabilidad de la prueba HHD, lo que sugiere que una plataforma de fuerza estable es más adecuada para estos grupos al eliminar la influencia negativa de los desequilibrios de fuerza entre el medidor y el atleta sobre la fiabilidad, especialmente en los atletas más fuertes.

- **Protocolo de pruebas ASH**

- **Pruebas IYT:** Todas las pruebas se realizan en decúbito prono en el suelo con la posición del cuello en posición estándar (bloque de espuma de 4 cm) sobre el que se apoya la frente.
- **Prueba I:** El hombro se coloca en abducción completa (en línea con el cuerpo), el antebrazo en pronación y el talón de la mano actúa como principal punto de contacto con la plataforma de fuerza.
- En las **pruebas Y y T**, el brazo se coloca a 135° y 90° de abducción del hombro. Y en todas las pruebas, el codo totalmente extendido.



- Se recomienda un calentamiento estándar: 2 esfuerzos inferiores al 80%-90% en posiciones IYT.
- Realice 3 pruebas en cada una de las posiciones en el mismo miembro.
- El período de descanso de 20 s es óptimo para una recuperación completa entre las pruebas. Los tiempos más cortos pueden restringir la recuperación entre pruebas, lo cual puede ser más apropiado cuando se evalúan las disminuciones en los rendimientos de pruebas isométricas máximas repetidas como medida de la capacidad de un deportista para hacer frente a la fatiga (esto también puede ser de interés). Si se realiza un seguimiento de las tendencias y es necesario reducir el descanso debido a limitaciones de tiempo, es importante garantizar que este período de descanso modificado se estandarice en los distintos momentos de las pruebas.
- Los individuos deben mantener la escápula en posición natural en relación con el brazo elevado (evitando la rotación/elevación excesiva de la escápula hacia arriba o la inclinación anterior). Si bien aconsejamos entrenar esto durante el periodo de adaptación, observar el movimiento de la escápula sin restricciones durante las pruebas puede proporcionar información sobre las estrategias de movimientos individuales. La misma fuerza: diferente estrategia, diferente resultado.
- La posición del individuo debe comprobarse antes de cada prueba para eliminar las compensaciones visibles. El brazo contralateral se coloca detrás de la espalda para que el codo no pueda fijarse en el suelo y proporcionar estabilidad antirrotación del tronco para la prueba en Y y en T. Sin embargo, en una prueba I, se permite que el brazo permanezca al lado del individuo debido a que las fuerzas de rotación del tronco son menores.
- Durante la realización de la prueba, el sujeto debe estabilizar el tronco contra la rotación sin utilizar el brazo contralateral y empujar hacia abajo con el hombro utilizando el talón de la mano.
- En caso de que la prueba no se realice de acuerdo con las instrucciones, se descartarán los resultados de la prueba



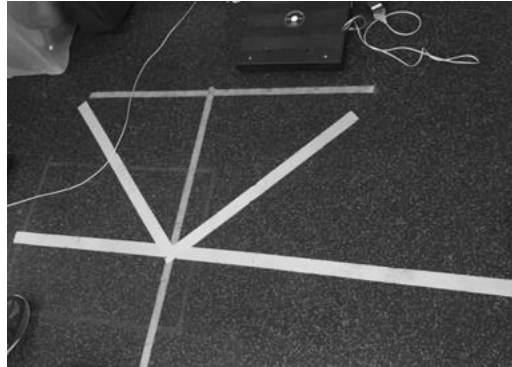
específica y se realizará una prueba adicional tras 20 s de recuperación.

- Las pruebas deben realizarse en el siguiente orden: I, Y, T. Se estima que la realización de las tres posiciones de prueba para los miembros dominantes y no dominantes dura menos de 6 minutos, incluidos los periodos de recuperación (cada posición de prueba individual para un miembro; por ejemplo, la posición en T del brazo dominante, dura aproximadamente 50 s).
- Los individuos deben ser entrenados para empujar tan "rápido y firme" como sea posible para generar la fuerza máxima (con el objetivo de alcanzar la fuerza máxima lo más rápido posible) y mantenerla durante los 3 segundos que dura la prueba (Ashworth & Cohen, 2019).
- **Compensaciones:** El profesional debe tomar nota de las estrategias compensatorias utilizadas por el deportista para garantizar un análisis tanto cualitativo como cuantitativo de los resultados de la prueba. La grabación en vídeo de cada prueba es útil más adelante, para garantizar la calidad de las curvas de fuerza-tiempo. Las pruebas se excluyen si se produce una pérdida de extensión del codo, una inclinación anterior excesiva de la escápula, una rotación excesiva de la pelvis, un movimiento de los pies durante la repetición o un contramovimiento de la mano (es decir, la elevación de la mano de la plataforma de fuerza antes de la aplicación de la fuerza), o si el individuo no realiza la prueba correctamente.
- Los pies y la pelvis deben mantenerse en posición inicial durante cada contracción. Cuando no se mantiene la posición del cuerpo, se modifican los ángulos articulares, las contribuciones relativas de los grupos musculares individuales y las relaciones longitud-tensión muscular, lo que puede afectar tanto a la fuerza máxima como a la velocidad de desarrollo de la fuerza.
- Para garantizar la consistencia, se recomienda evaluar los ángulos articulares antes de iniciar cada posición de prueba y utilizar una superficie de prueba estandarizada con cinta adhesiva para facilitar la identificación de movimientos no deseados (Figura 12).



- La mano se coloca en el centro de la plataforma de fuerza sin contacto entre la muñeca y la plataforma.

**Figura 12: Superficies de prueba estandarizadas y encintadas para la realización de la prueba ASH**



Fuente: elaboración propia.

- ***Interpretación de los datos de las pruebas ASH***

Las pruebas IYT con plataforma de fuerza son fiables para detectar diferencias entre individuos y en un mismo sujeto. El error de medición fue inferior al 10% en todas las posiciones de prueba (CV 5,0-9,9) en jugadores de rugby de elite (Hinshaw et al., 2018). Un nivel de fiabilidad elevado no significa necesariamente que una prueba tenga la sensibilidad necesaria para detectar un cambio real. El cambio mínimo detectable (CMD) es útil en un contexto de seguimiento para establecer hasta dónde "tiene que moverse la aguja" antes de que un cambio pueda considerarse significativo. En la prueba ASH, los valores de MDC90 del IYT fueron de 13,3-25,9 N (el MDC% osciló entre 10,7 y 20,1), lo que significa que un cambio de >13,3 N en una prueba T de brazo dominante se consideraría significativo con un nivel de fiabilidad del 90% (Hinshaw et al., 2018). En este estudio, los jugadores se familiarizaron con la prueba realizándola en tres o cinco ocasiones distintas antes de comenzar el estudio de fiabilidad.

- ***Aplicaciones***

- 1. Datos obtenidos del rugby**

El objetivo inicial de las pruebas IYT era cuantificar la producción de fuerza y los posibles déficits entre las extremidades o posteriores a la lesión en las posiciones del hombro específicas del rugby. La posición T es similar a la posición de tackle con el brazo, mientras que la posición I representa fielmente el mecanismo de lesión del "try-scorer" (Nichols & Szivak, 2021). Nuestra observación preliminar de la prueba piloto fue que la prueba de palanca larga demostró déficits unilaterales que no eran evidentes en la prueba de palanca corta utilizando HHD (Hogben - correspondencia verbal).

## **2. Datos normativos de la prueba ASH**

### *Fuerza máxima (PF)*

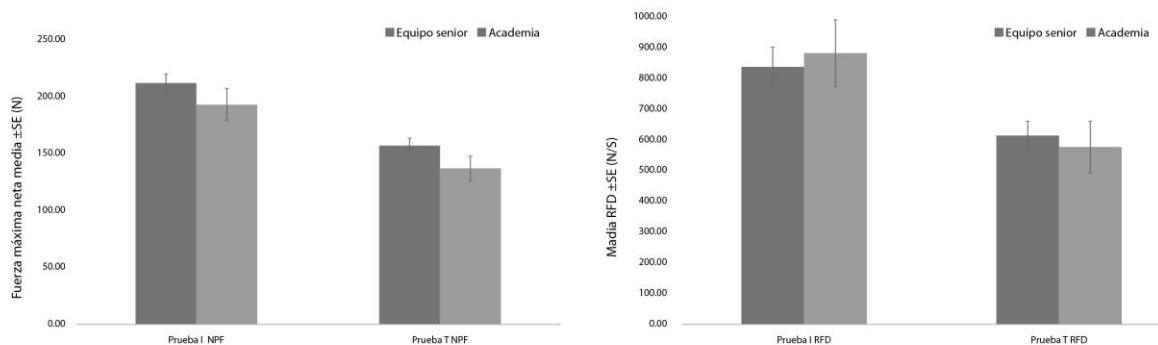
En los jugadores sénior de una selección internacional de rugby, la fuerza máxima fue un 10,0% superior en la prueba I, y en la prueba T fue un 14,0% superior a la de los jugadores de la academia (Figura 13). La fuerza máxima neta (FPN) media relativa de la prueba I fue de 202,8 N, un 37,8% superior a la FPN de la prueba T (147,2 N). Los valores de la fuerza máxima en una muestra mayor de jugadores de rugby de elite se muestran en el cuadro 7 a continuación.

### *Velocidad de desarrollo de la fuerza (RFD)*

La velocidad de desarrollo de la fuerza es una medida de la fuerza explosiva y puede definirse como la velocidad a la que los elementos contráctiles del músculo pueden desarrollar la fuerza. (Aagaard et al., 2002). La RFD-100 media de los jugadores senior fue un 5,5% superior en la prueba I, mientras que la RFD de la prueba T fue un 5,9% superior en los jugadores de la academia. La RFD mean RFD was 860.5 N/s in the I-Test and 597.5 N/s in the T-Test (dia fue de 860,5 N/s en la prueba I y de 597,5 N/s en la prueba T (el 44% más de RFD en la prueba I puede deberse a que la posición T requiere una mayor antirrotación del tronco para estabilizarlo en sentido proximal antes de transferir la fuerza a través de la cintura escapular y del brazo a la plataforma). Por el contrario, Del Águila Sánchez et al (2022), informaron de una RFD-100 media en la prueba I de 480 N/s en jugadores de voleibol de elite.

**Figura 13: Datos de las pruebas ASH I y T del equipo senior y de la academia de rugby**





NPF=Fuerza máxima neta (fuerza vertical máxima - masa del miembro al inicio de la contracción). RFD=velocidad de evolución de la fuerza 0-100 ms.

Fuente: Aagaard et al., 2002

Mean net peak force	Fuerza máxima neta media
Senior squad	Equipo senior
Academy	Academia
I-test	Prueba I

Hasta la fecha, existen pocos datos publicados sobre la RFD de las pruebas ASH en atletas. Valores medios en jugadores de rugby de academia (543,67 N/s en el lado dominante y 543,4 N/s en la extremidad no dominante en la prueba T). La RFD media de los jugadores senior fue un 12,1% superior en la prueba T, con una puntuación máxima de 1.566N/s en la extremidad dominante de un jugador, mientras que la RFD media de la prueba I fue un 44% superior a la de la posición T.

**Cuadro 4. Resultados absolutos y relativos al peso corporal de la prueba ASH en jugadores de rugby de elite**

PRUEBA ASH	FORWARDS		BACKS	
	FUERZA MÁXIMA	N/kg	FUERZA MÁXIMA	N/kg
PRUEBA I	335	2.83	252	3.25
PRUEBA Y	365	2.96	235	3.03



<b>PRUEBA T</b>	240	1.94	224	2.71
-----------------	-----	------	-----	------

Los datos proceden de cinco equipos de rugby union del hemisferio norte (+200 jugadores).

Fuente: elaboración propia.

Kadlec et al (2020) informaron sobre pruebas ASH, pruebas isométricas ForceFrame ER e IR, y otras medidas de rendimiento de las extremidades superiores en jugadores de rugby (n=28). Fuerza máxima neta media adaptada para cada posición de prueba; la prueba I (183,5 N) fue superior a la prueba Y (154,5 N) y la más baja en la prueba T (148 N) (véase el cuadro 7). No hubo una correlación significativa entre la fuerza máxima en las diferentes pruebas (y posiciones), lo cual sugiere que cada prueba proporcionó información útil para completar la descripción general del rendimiento de la extremidad superior del atleta.

**Cuadro 5. Perfiles de fuerza de la parte superior del cuerpo en jugadores de rugby**

	Total (n=28)		Backs (n=12)		Forwards (n=16)	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Weight (kg)	107	13	96	9	115	9
ER Left (N)	183	41	175	27	189	49
ER Right (N)	194	39	181	32	204	42
IR Left (N)	180	42	178	31	182	49
IR Right (N)	192	41	187	24	196	51
I Left (N)	183	53	188	63	178	46
T Left (N)	150	31	141	31	157	31
Y Left (N)	154	41	153	43	154	41
I Right (N)	184	43	189	50	180	39
T Right (N)	146	33	137	38	152	28
Y Right (N)	155	31	155	35	155	28

ER=rotación externa; IR=rotación interna; I=posición I de la prueba ASH; Y=posición Y de la prueba ASH; T=posición T de la prueba ASH. Valores estándar de peso corporal para todo el grupo (total): Prueba I (184/107) = 1,72 N/kg, Prueba Y (155/107) = 1,45 N/kg, Prueba T (146/107) = 1,36. Force Frame ER (183-194 N) e IR (180-192). Ratio aproximada 1,01 ER:IR y asimetría L: R del 6%.

Adaptado de Kadlec et al., 2020

Total	Total
Backs	Backs

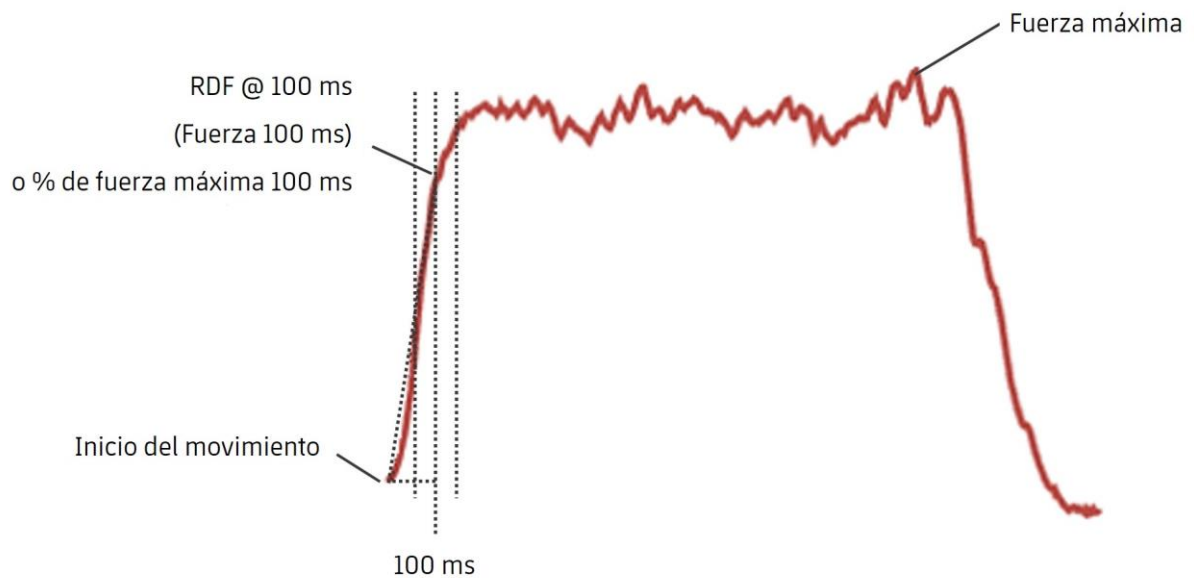


Forwards	Forwards
Mean	Promedio
Weight	Peso
ER left	ER izquierda
ER right	ER derecha

- ***Velocidad de desarrollo de la fuerza***

La RFD suele obtenerse durante la realización de una prueba de fuerza estándar de 3 s, que puede proporcionar a los clínicos una medida razonable tanto de la fuerza máxima como de la RFD. No obstante, si el tiempo lo permite y la RFD se considera importante para sus preguntas relacionadas con el rendimiento/lesiones, lo ideal sería registrar la RFD en una prueba independiente que pueda utilizarse para evaluar la fuerza máxima. Se recomienda utilizar una contracción de 1 s o menos, para minimizar el efecto de la fatiga o la incomodidad de los participantes y utilizar indicaciones de entrenamiento para golpear con la mano en el suelo. Cuantificar de forma objetiva la capacidad de producir rápidamente fuerzas máximas en el hombro y tolerar una tensión prolongada en la palanca es valioso para el rendimiento y los debates sobre el retorno al deporte (RTS) en diversos entornos. Si bien la fuerza máxima nunca se alcanza en los primeros 100-150 ms, es importante definir cuánta de su fuerza máxima pueden aplicar los atletas en una ventana de tiempo corta en relación con acciones significativas de lesión/ataque/colisión o lanzamiento (Figura 14).

**Figura 14: Ejemplo de perfil fuerza-tiempo de la prueba ASH: Fuerza máxima y RFD**



Fuente: Elaboración propia

Peak force	Fuerza máxima
Force 100ms	Fuerza 100 ms
Or % peak force 100ms	O % de fuerza máxima 100ms
Start of movement	Inicio del movimiento

- **Otras aplicaciones de la prueba ASH: " Costo de la sesión"**

El costo de la sesión puede definirse como el descenso de un factor del rendimiento que se cuantifica por el cambio de una variable específica, y que se determina sustrayendo el resultado obtenido en una prueba previa a la sesión del resultado obtenido inmediatamente después de la sesión. Asimismo, puede ser un índice de esfuerzo percibido evaluado subjetivamente. Joseph Coyne evaluó el costo de una sesión de lucha en un grupo reducido de luchadores de MMA a los cuales se clasificó como más fuertes o más débiles en una prueba ASH. El costo de la sesión (en este caso, definido como la disminución de la fuerza máxima en la prueba de ASH) fue mayor en los atletas más débiles, que también mostraron más variabilidad en el rendimiento de las pruebas ASH en la prueba posterior a la sesión. Paula Timpson, fisioterapeuta del primer equipo del London Irish, ha estudiado el costo de las sesiones del miembro superior en jugadores de rugby de elite que regresan tras una lesión de hombro. En los



jugadores que regresan luego de una lesión, el costo de la sesión (definido como la disminución de la fuerza máxima en la prueba ASH inmediatamente después de realizar un protocolo estandarizado de reincorporación al tackle) fue de aproximadamente el 20% en el hombro sano, pero a menudo el doble en el hombro lesionado (posquirúrgico) (~40%). La asimetría en el costo para la misma carga sugiere una incapacidad para hacer frente a las exigencias de la sesión en el momento en que los jugadores vuelven al entrenamiento, por lo tanto, representa un posible indicador para controlar el progreso durante la rehabilitación.

- **La relación con el rendimiento**

Se evaluó la relación entre la velocidad de remate en voleibol y la RFD de la prueba ASH en un equipo profesional, y se observaron correlaciones significativas para la RFD a 50 y 100 ms (Del Águila Sánchez et al., 2022). La fuerza máxima y la RFD durante periodos de tiempo más largos, como 200 ms, no se correlacionaron con la velocidad (cuadro 10). Los datos no publicados en el béisbol de elite demostraron una relación similar entre la velocidad de lanzamiento y las medidas de la RFD obtenidas de las pruebas ASH.

**Cuadro 6. Correlación entre la velocidad de remate y las medidas de fuerza máxima y RFD en jugadores profesionales masculinos de voleibol.**

	Peak Force		RFD - 50ms		RFD - 100ms		RFD - 150ms		RFD - 200ms	
	N	N/Kg	N/s	N/s/Kg	N/s	N/s/Kg	N/s	N/s/Kg	N/s	N/s/Kg
<b>Spearman's rho</b>	-0.18	-0.21	0.62**	0.57*	0.60**	0.61**	0.39	0.34	0.27	0.20
<b>p-value</b>	0.46	0.38	0.005	0.010	0.007	0.006	0.095	0.150	0.26	0.42

N o N/s=valor absoluto; N/kg o N/s/kg=valores relativos al peso corporal. Los valores de la velocidad máxima y de la fuerza fueron los más altos alcanzados en todas las pruebas.

Peak force	Fuerza máxima
Spearman's rho	Rho de Spearman



p-value	Valor p
---------	---------

Extraída de **Del Águila Sánchez, A., Ashworth, B., & Cohen, D. D.** (2022). Relationship Between Service Velocity and ASH test performance in Professional Volleyball Players. *Sports*, 10,93:12

### Resumen

Las pruebas con plataformas de fuerza isométrica de las extremidades superiores constituyen un área de investigación y aplicación relativamente nueva y en rápido desarrollo. El uso de la prueba ASH además de las medidas con HHD y EFD se adopta actualmente en una variedad de deportes en los que las exigencias de las extremidades superiores son mayores. Los datos de fuerza máxima ya han demostrado una excelente fiabilidad, y los trabajos en curso sobre la fiabilidad de la RFD son prometedores y se pueden comparar perfectamente con los protocolos de pruebas de los miembros inferiores. Además de proporcionar información adicional sobre las características neuromusculares de los atletas, cada vez hay más ejemplos de la relación entre los datos de las pruebas ASH (PF y RFD) y las medidas de rendimiento (por ejemplo, la velocidad de remate en voleibol y de lanzamiento en béisbol) y las lesiones.

### Referencias

**Ashworth, B., & Cohen, D. D.** (2019). Force awakens: a new hope for athletic shoulder strength testing. *British Journal of Sports Medicine*, 53(9). <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2018-099457>

**Ashworth, B., Hogben, P., Singh, N., Tulloch, L., & Cohen, D. D.** (2018). The Athletic Shoulder (ASH) test: reliability of a novel upper body isometric strength test in elite rugby players. *BMJ open sport & exercise medicine*, 4(1), e000365. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000365>

**Bartolomei S, Nigro F, Ruggeri S, Malagoli Lanzoni I, Ciacci S, Merni F, Sadres E, Hoffman JR, Semprini G.** (2018). Comparison Between Bench Press Throw and Ballistic Push-up Tests to Assess Upper-Body Power in Trained Individuals. *J Strength Cond Res*, Jun;32(6):1503-1510. doi: 10.1519/JSC.0000000000002571.



**Bonello, C., Girdwood, M., De Souza, K., Trinder, N. K., Lewis, J., Lazarczuk, S. L., Gaida, J. E., Docking, S. I., & Rio, E. K.** (2021). Does isometric exercise result in exercise induced hypoalgesia in people with local musculoskeletal pain? A systematic review. *Physical therapy in sport*, 49, 51-61. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.09.008>

**Cools, A. M., De Wilde, L., Van Tongel, A., Ceysens, C., Ryckewaert, R., & Cambier, D. C.** (2014). Measuring shoulder external and internal rotation strength and range of motion: comprehensive intra-rater and inter-rater reliability study of several testing protocols. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 23(10), 1454-1461. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2014.01.006>

**Cormack, S. J., Newton, R. U., McGuigan, M. R., & Doyle, T. L.** (2008). Reliability of measures obtained during single and repeated countermovement jumps. *International journal of sports physiology and performance*, 3(2), 131-144. <https://doi.org/10.1123/ijssp.3.2.131>

**Couch, J., Sayers, M., & Pizzari, T.** (2021). Reliability of the ForceFrame With and Without a Fixed Upper-Limb Mold in Shoulder Rotation Strength Assessments Compared With Traditional Hand-Held Dynamometry. *Journal of sport rehabilitation*, 30(8), 1246-1249. <https://doi.org/10.1123/jsr.2020-0434>

**Cronin, J. B., & Owen, G. J.** (2004). Upper-body strength and power assessment in women using a chest pass. *Journal of strength and conditioning research*, 18(3), 401-404. <https://doi.org/10.1519/12072.1>

**Del Águila Sánchez, A., Ashworth, B., & Cohen, D. D.** (2022). Relationship Between Service Velocity and ASH test performance in Professional Volleyball Players. *Sports*, 10, 93:12

**Del Balso, C., & Cafarelli, E.** (2007). Adaptations in the activation of human skeletal muscle induced by short-term isometric resistance training. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 103(1), 402-411. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00477.2006>

**Dempsey G.** (2021) The acute impact of tackling on shoulder isometric strength and rate of force development in Rugby union. University of Bath



**De Oliveira, V. M., Pitangui, A. C., Nascimento, V. Y., da Silva, H. A., Dos Passos, M. H., & de Araújo, R. C.** (2017). Test-Retest Reliability of the Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test (CKCUEST) in Adolescents: Reliability of CKCUEST in Adolescents. *International journal of sports physical therapy*, 12(1), 125-132.

**Dhahbi, W., Chaouachi, A., Cochrane, J., Chèze, L., & Chamari, K.** (2017). Methodological Issues Associated With the Use of Force Plates When Assessing Push-ups Power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(7).

**Dhahbi, W., Chaouachi, A., Dhahbi, A. B., Cochrane, J., Chèze, L., Burnett, A., & Chamari, K.** (2017). The Effect of Variation of Plyometric Push-Ups on Force-Application Kinetics and Perception of Intensity. *International journal of sports physiology and performance*, 12(2), 190-197. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2016-0063>

**Fanning, E., Daniels, K., Cools, A., Miles, J. J., & Falvey, É.** (2021). Biomechanical upper-extremity performance tests and isokinetic shoulder strength in collision and contact athletes. *Journal of sports sciences*, 39(16), 1873-1881. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1904694>

**García-Massó, X., Colado, J. C., González, L. M., Salvá, P., Alves, J., Tella, V., & Triplett, N. T.** (2011). Myoelectric activation and kinetics of different plyometric push-up exercises. *Journal of strength and conditioning research*, 25(7), 2040-2047. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e4f7ce>

**Goldbeck, T. G., & Davies, G. J.** (2000). Test-Retest Reliability of the Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test: A Clinical Field Test. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(1), 35-45. <https://doi.org/10.1123/jsr.9.1.35>

**Hams, A. H., Evans, K., Adams, R., Waddington, G., & Witchalls, J.** (2019). Shoulder internal and external rotation strength and prediction of subsequent injury in water-polo players. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 29(9), 1414-1420. <https://doi.org/10.1111/sms.13459>

**Hinshaw, T. J., Stephenson, M. L., Sha, Z., & Dai, B.** (2018). Effect of External Loading on Force and Power Production During Plyometric Push-ups. *Journal of strength and conditioning*



research, 32(4), 1099-1108.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001953>

**Hogarth, L., Deakin, G., & Sinclair, W.** (2013) Are plyometric push-ups a reliable power assessment tool? *Journal Australian Strength and Conditioning*, 21(1), 67-69.

**Holt, K. L., Raper, D. P., Boettcher, C. E., Waddington, G. S., & Drew, M. K.** (2016). Hand-held dynamometry strength measures for internal and external rotation demonstrate superior reliability, lower minimal detectable change and higher correlation to isokinetic dynamometry than externally-fixed dynamometry of the shoulder. *Physical therapy in sport: official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 21, 75-81.  
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.07.001>

**Johnston, R. D., Gabbett, T. J., Jenkins, D. G., & Speranza, M. J.** (2016). The Effect of Different Repeated-High-Intensity-Effort Bouts on Subsequent Running, Skill Performance, and Neuromuscular Function. *International journal of sports physiology and performance*, 11(3), 311-318.  
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0243>

**Kadlec, D., Griffiths, K. M., Young, J. D., & Downes, P.** (2020). The relationship of upper body multi-joint and single-joint strength and function in male Rugby athletes. *Sport performance and science reports* 1(82), 1-4.

**Koch, J., Riemann, B. L., & Davies, G. J.** (2012). Ground reaction force patterns in plyometric push-ups. *Journal of strength and conditioning research*, 26(8), 2220-2227.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318239f867>

**Kubo, K., Kanehisa, H., & Fukunaga, T.** (2001). Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *The Journal of physiology*, 536(Pt 2), 649-655. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.0649c.xd>

**Lee D-R Kim LJ.** (2015). Reliability and validity of the closed kinetic chain upper extremity stability test. *J PhysTher Sci*. 2015;27(4):1071-3

**Littlewood, C., Malliaras, P., Bateman, M., Stace, R., May, S., & Walters, S.** (2013). The central nervous system - An additional



consideration in 'rotator cuff tendinopathy' and a potential basis for understanding response to loaded therapeutic exercise. *Manual Therapy* 18, 468-472. <http://www.aulakinesica.com.ar/semioquirurgica/files/2013%20The%20central%20nervous.pdf>

**Lum, D., & Barbosa, T. M.** (2019). Brief Review: Effects of Isometric Strength Training on Strength and Dynamic Performance. *International journal of sports medicine*, 40(6), 363-375. <https://doi.org/10.1055/a-0863-4539>

**Maffiuletti, N. A., Aagaard, P., Blazevich, A. J., Folland, J., Tillin, N., & Duchateau, J.** (2016). Rate of force development: physiological and methodological considerations. *European journal of applied physiology*, 116(6), 1091-1116. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3346-6>

**McLaine, S. J., Ginn, K. A., Kitic, C. M., Fell, J. W., & Bird, M. L.** (2016). The Reliability of Strength Tests Performed In Elevated Shoulder Positions Using a Handheld Dynamometer. *Journal of sport rehabilitation*, 25(2), 2015-0034. <https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0034>

**Michener, L. A., Barrack, A. J., Liebeskind, B. Y., Zerega, R. J., Sum, J. C., Crotin, R. L., & Plummer, H. A.** (2021). Professional Baseball Player Type and Geographic Region of Origin Impacts Shoulder External and Internal Rotation Strength. *International journal of sports physical therapy*, 16(4), 1126-1134. <https://doi.org/10.26603/001c.25237>

**Mirkov, D. M., Knezevic, O. M., Maffiuletti, N. A., Kadija, M., Nedeljkovic, A., & Jaric, S.** (2017). Contralateral limb deficit after ACL-reconstruction: an analysis of early and late phase of rate of force development. *Journal of sports sciences*, 35(5), 435-440. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1168933>

**Moore, L. H., Tankovich, M. J., Riemann, B. L., & Davies, G. J.** (2012). Kinematic Analysis of Four Plyometric Push-Up Variations. *International journal of exercise science*, 5(4), 334-343.

**Morrison, G., Ashworth, B., & Taylor-Kaveney, T.** (2021). The validity of the sphygmomanometer for shoulder strength assessment in amateur rugby union players. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered*



*Physiotherapists in Sports Medicine*, 47, 59-65.  
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.10.013>

**Møller, M., Nielsen, R. O., Attermann, J., Wedderkopp, N., Lind, M., Sørensen, H., & Myklebust, G.** (2017). Handball load and shoulder injury rate: a 31-week cohort study of 679 elite youth handball players. *British journal of sports medicine*, 51(4), 231-237. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096927>

**Myers N. L., Toonstra, J. L., Smith, J. S., Padgett, C. A., & Uhl, T. L.** (2015). Sustained Isometric Shoulder Contraction on Muscular Strength and Endurance: a Randomized Clinical Trial. *International journal of sports physical therapy*, 10(7), 1015-1025.

**Negrete, R. J., Hanney, W. J., Kolber, M. J., Davies, G. J., Ansley, M. K., McBride, A. B., & Overstreet, A. L.** (2010). Reliability, minimal detectable change, and normative values for tests of upper extremity function and power. *Journal of strength and conditioning research*, 24(12), 3318-3325. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e7259c>

**Nichols, I. A., & Szivak, T. K.** (2021). Effects of Different Hand Widths on Plyometric Push-up Performance. *Journal of strength and conditioning research*, 35(1), 80-83. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003155>

**Oakley, A.** (2021). Upper Body Return to Sport Testing in Collision Athletes - Exploring the Continuum. *Rehab in Sport*. Retrieved from <https://rehabinsport.com/2021/01/08/upper-body-return-to-sport-testing-in-a-collision-athletes-exploring-the-continuum/>

**Parry, G. N., Herrington, L. C., & Horsley, I. G.** (2020). The Test-Retest Reliability of Force Plate-Derived Parameters of the Countermovement Push-Up as a Power Assessment Tool. *Journal of sport rehabilitation*, 29(3), 381-383. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0419>

**Pelka, E., Williams, A., McLaughlin, D., Gadola, C., Slattery, E., & Claytor, R.** (2020). Comparison of Concentric Movement Velocity with Push Band 2.0 and Vicon Motion Capture During Resistance Exercises. *International Society of Biomechanics in Sports*, 38(1), 252.



**Popchak, A., Poploski, K., Patterson-Lynch, B., Nigolian, J., & Lin, A.** (2021). Reliability and validity of a return to sports testing battery for the shoulder. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 48, 1-11. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.12.003>

**Poploski KM, Picha KJ, Winters JD, Royer SD, Heebner NR, Lambert B, Lephart SM, Abt JP.** (2020). Influence of Limb Dominance and shoulder injury on Strength and explosive force in US Marines. *Int J Sports Phys Ther.* 2020 Dec;15(6):1129-1140. doi: 10.26603/ijsp.20201129.

**Portlock, C., Browne, M., Jhala, P., & Fuller, J.** (2019). Is the inter-rater reliability of hip and shoulder strength testing different between hand-held and portable fixed dynamometers? Sports Medicine Australia Conference. *Journal of science and medicine in sport*, 22(2), S103-S104. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.08.136>

**Roe, G., Darrall-Jones, J., Till, K., Phibbs, P., Read, D., Weakley, J., & Jones, B.** (2016). Between-Days Reliability and Sensitivity of Common Fatigue Measures in Rugby Players. *International journal of sports physiology and performance*, 11(5), 581-586. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0413>

**Roush, J. R., Kitamura, J., & Waits, M. C.** (2007). Reference Values for the Closed Kinetic Chain Upper Extremity Stability Test (CKCUEST) for Collegiate Baseball Players. *North American journal of sports physical therapy*, 2(3), 159-163.

**Sander, A., Keiner, M., Wirth, K., & Schmidtbleicher, D.** (2013). Influence of a 2-year strength training programme on power performance in elite youth soccer players. *European journal of sport science*, 13(5), 445-451. <https://doi.org/10.1080/17461391.2012.742572>

**Seroyer, S. T., Nho, S. J., Bach, B. R., Bush-Joseph, C. A., Nicholson, G. P., & Romeo, A. A.** (2010). The kinetic chain in overhand pitching: its potential role for performance enhancement and injury prevention. *Sports health*, 2(2), 135-146. <https://doi.org/10.1177/1941738110362656>



**Sha, Z., & Dai, B.** (2021). The validity of using one force platform to quantify whole-body forces, velocities, and power during a plyometric push-up. *BMC Sports Science Medicine and Rehabilitation*, 13(103), 1-9. <https://doi.org/10.1186/s13102-021-00330-z>

**Suprak DN, Dawes J, Stephenson MD.** (2011). The effect of position on the percentage of body mass supported during traditional and modified push-up variants. *J Strength Cond Res.* Feb;25(2):497-503. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181bde2cf.

**Taberner, M., & Cohen, D. D.** (2018). Physical preparation of the football player with an intramuscular hamstring tendon tear: clinical perspective with video demonstrations. *British journal of sports medicine*, 52(19), 1275-1278. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098817>

**Tulloch, L.** (host). (2019, March 8). The use of force plates in return-to-play following shoulder injuries (No. 371). [Audio podcast episode]. In BJSM. Apple Podcasts. <https://poddtoppen.se/podcast/330966919/bjasm/the-use-of-force-plates-in-return-to-play-following-shoulder-injuries-episode-371>

**Zalleg, D., Ben Dhahbi, A., Dhahbi, W., Sellami, M., Padulo, J., Souaifi, M., Bešlija, T., & Chamari, K.** (2020). Explosive Push-ups: From Popular Simple Exercises to Valid Tests for Upper-Body Power. *Journal of strength and conditioning research*, 34(10), 2877-2885. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002774>

**Zebis, M. K., Andersen, L. L., Ellingsgaard, H., & Aagaard, P.** (2011). Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs. female elite soccer players. *Journal of strength and conditioning research*, 25(7), 1989-1993. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e501a6>

