

Módulo 3. Sistemas de medición de la fuerza y métodos alternativos de entrenamiento de la fuerza

Introducción

La readaptación física moderna ha dejado atrás la intuición como única guía: actualmente, cada decisión terapéutica requiere datos objetivos que cuantifiquen el progreso y anticipen el riesgo de recaída. De todos los dominios biométricos, la fuerza, en sus manifestaciones isométrica, concéntrica, excéntrica y reactiva, se ha revelado como el eslabón crucial entre el tejido lesionado y el retorno seguro a la función. Medirla permite responder preguntas que antes permanecían en la incertidumbre: ¿puede el ligamento cruzado anterior soportar el par rotacional de un cambio de dirección?, ¿está el manguito rotador generando la potencia necesaria para lanzar sin dolor?

Sin embargo, medir no garantiza mejorar. El verdadero impacto clínico emerge cuando los datos alimentan un bucle continuo: test → intervención → retest. Solo así los números se convierten en decisiones de carga, progresión o regresión. A lo largo de este capítulo vamos a recorrer ese ciclo de objetivación y acción desde dos frentes complementarios:

1. **Sistemas de medición de la fuerza:** las “lupas” que revelan la realidad muscular con precisión.
2. **Métodos alternativos de entrenamiento de la fuerza:** las “herramientas” que nos permiten aplicar estímulos eficaces cuando la sobrecarga tradicional no es viable o no es óptima.

Antes de sumergirnos en catálogos de dinamómetros, plataformas o encoders, necesitamos un marco común: comprender qué variables de fuerza importan, por qué cambian durante la lesión y cómo se adaptan con el entrenamiento. Ese puente teórico—presentado en el primer punto—será el cimiento sobre el que interpretaremos las métricas objetivas y diseñaremos programas de carga realmente individualizados.

Objetivo general del apartado:

- Seleccionar el instrumento de medición adecuado a cada fase y tejido.
- Analizar sus lecturas con criterio biomecánico



- Elegir el método alternativo de fuerza que mejor encaje con las limitaciones clínicas del momento.

Fundamentos biomecánicos y fisiológicos de la fuerza

Tipos de manifestación de la fuerza

La fuerza no es un concepto monolítico, sino que adopta formas que difieren en la relación tiempo-tensión y en las demandas neurales:

Tabla 1. Manifestaciones de fuerza

Tipo	Definición operativa	Ejemplos
Isométrica	Tensión sin desplazamiento articular medible.	<i>Test mid-thigh pull.</i>
Concéntrica	Tensión generada mientras el músculo se acorta.	Fase ascendente de <i>squat</i> .
Excéntrica	Tensión mientras el músculo se alarga.	Carga excéntrica vía <i>flywheel</i> .
Reactiva	Producción rápida tras preestiramiento (SSC).	<i>Drop jump</i> , fase final de retorno al salto.

Fuente: elaboración propia.

La selección del test (y del estímulo) debe emular la manifestación más limitante de la tarea que se quiere recuperar.

Ciclo de estiramiento-acortamiento (SSC) y velocidad de desarrollo de la fuerza (RFD)

El **SSC** combina almacenamiento elástico (componente pasivo) y potenciación neural (reflejo de estiramiento). Cuando se altera —por ejemplo, tras un esguince de tobillo— la producción de potencia en <200 ms se desploma. Aquí entra la **RFD**, descrita como la



pendiente de la curva fuerza-tiempo en una ventana de 0-100 ms y 0-200 ms. Un RFD bajo es predictor de:

- Mayor tiempo de frenado en cambios de dirección
- Fatiga neuromuscular residual poscirugía.

Clínica: las plataformas de fuerza y los dinamómetros isométricos son las herramientas de referencia para monitorizar RFD, porque capturan señales → 1000 Hz y minimizan el error de discretización.

Curva fuerza-velocidad-potencia (F-v-p)

La relación inversa entre fuerza y velocidad ha sido descrita por Hill y refinada por la biomecánica aplicada:

- **Zona fuerza:** cargas altas, velocidades ↓; adaptación miofibrilar y aumento CSA.
- **Zona potencia:** cargas moderadas, velocidad intermedia; adaptación miotendinosa y coordinación intermuscular.
- **Zona velocidad:** cargas bajas, velocidad ↑; adaptación neural (descenso de tiempo de reclutamiento de MUs).

Encoders lineales y rotacionales permiten trazar perfiles F-v individuales con pocas repeticiones submáximas, evitando test *near-max* que no son viables en fase temprana. Conocer el *gap* («déficit de fuerza» vs. «déficit de velocidad») guía la prescripción: BFR para hipertrofia con cargas bajas, *flywheel* para pico de potencia excéntrica, WBV para mejorar velocidad inicial de reclutamiento.

Tabla 2. Adaptaciones neurales versus morfológicas

Aspecto	Adaptación neural	Adaptación morfológica
Plazo	Semanas 1-4	Semanas 4-12+
Mecanismo	↑ frecuencia de disparo, ↓ inhibición presináptica, sincronía MU	↑ área transversal, ↑ contenido de colágeno, cambios tipo-I↔II



Medición	EMG (% MVIC), RFD, torque iso-máx	CSA ecografía, DXA, dinamometría concéntrica pico
-----------------	-----------------------------------	---

Fuente: elaboración propia.

Con lesiones agudas, la inhibición refleja artrogénica (AFI) reduce drásticamente la activación voluntaria. Las herramientas que ofrecen *biofeedback* en tiempo real (por ejemplo, EMG *wearable*, plataformas con *feedback* visual) aceleran el reaprendizaje motor. Más tarde, cuando la restricción articular y el dolor descienden, las ganancias estructurales toman protagonismo y se monitorizan mejor con pruebas submáximas de fuerza concéntrica o mediciones de CSA.

Principio de especificidad del *testing*

Un test es tan útil como su capacidad para predecir el rendimiento de la tarea objetivo. Esto implica alinear:

- **Ángulo articular y longitud muscular:** el pico de fuerza isométrica varía $\pm 30^\circ$ respecto al ángulo óptimo; evaluar isometrías a 60° de flexión de rodilla no informa sobre el torque a 20° necesitado para aterrizar un salto.
- **Tipo de contracción:** valorar RM concéntrico no anticipa la tolerancia a cargas excéntricas reactivas.
- **Velocidad y plano de movimiento:** la fuerza rotacional del *core* medida con un cable a 0.2 m/s no refleja la torsión balística de un golpe de raqueta.
- **Regla práctica:** “*test it like you train it and train it like you play it*”. Adaptar el protocolo de medición conforme avanza la rehabilitación evita **falsos negativos** (pensar que el paciente está “fuerte” con test que no estresan su déficit real) o **falsos positivos** (creer que está recuperado cuando falla en demandas específicas).

Conclusión

Los conceptos de este capítulo constituyen el alfabeto con el que leeremos los datos de cualquier dispositivo y redactaremos la “gramática” de cada programa de fuerza. Entender la interacción entre manifestación, velocidad, RFD y adaptación evita tratamientos genéricos y promueve intervenciones individualizadas basadas en

evidencias cuantificables. Con estas bases teóricas pasamos, en el siguiente apartado, a desglosar los instrumentos que nos traducen fisiología en números objetivos.

Sistemas de medición de la fuerza

Objetivo

Ser capaz de elegir el instrumento de medición más apropiado para cada fase de la readaptación, entender qué variable ofrece (N, Nm, $m\cdot s^{-1}$, RFD, EMG %), interpretar su fiabilidad y transformar sus lecturas en decisiones de carga.

Dinamometría manual y electrónica (*hand-held dynamometry*, HHD)

¿Qué es?

Un dinamómetro portátil (mecánico o digital) que mide la fuerza isométrica máxima cuando el/la paciente empuja o tracciona contra la célula de carga. Su sencillez lo ha convertido en el “esfigmomanómetro” de la fisioterapia musculoesquelética.

Variables habituales

- Pico de fuerza (N)
- Tiempo hasta el pico (ms)
- Índice de fatiga en test repetidos

Fiabilidad y validez

- ICC > 0.90 cuando se fija la extremidad y el evaluador emplea correas o un armazón.
- Los errores aumentan (> 10 %) en grandes grupos musculares si el evaluador no puede “igualar” la fuerza del paciente.

Aplicaciones clínicas

- Cuantificar el déficit en fracturas, lesiones del manguito rotador y lesiones de nervios periféricos.



- Control del dolor. Si la fuerza desciende \rightarrow 20 % entre repeticiones puede indicar inhibición.

Ventajas

- Bajo coste (< 500 €).
- Alta portabilidad, ideal en consulta domiciliaria o campo deportivo.

Limitaciones

- Dependiente de la fuerza del evaluador.
- Solo mide isometría en un ángulo concreto. Cuidado con asimilar el dato a toda la ROM.

Protocolo práctico

- Estabilizar segmento proximal con correas.
- Tres intentos de 3–5 s; descanso 30 s.
- Registrar mejor valor y coeficiente de variación (CV < 10 %).

Plataformas de fuerza (*force plates*)

¿Qué son?

Placas con galgas extensiométricas que registran la fuerza de reacción vertical (y a veces horizontal) a frecuencias de 500–2 000 Hz.

Tabla 3. Variables estrella

Dominio	Ejemplo	Interpretación práctica
---------	---------	-------------------------



Carga total	vGRF pico ($N \cdot kg^{-1}$) en sentadilla isométrica	Tolerancia articular / dolor
Tasa	RFD 0-200 ms ($N \cdot s^{-1}$) en <i>mid-thigh pull</i>	Tiempo de frenado en cambios de dirección
Asimetría	Índice de simetría en CMJ (%)	Riesgo de recaída LCA

Fuente: elaboración propia.

Evidencia resumida

- RFD $< 2\,400\ N \cdot s^{-1}$ a 100 ms predice 2× más riesgo de re-lesión tras LCA.
- Índice de asimetría $> 15\%$ en aterrizaje se asocia a menor autoeficacia deportiva.

Ventajas

- *Gold standard* para potencia y SSC.
- *Feedback* en tiempo real que motiva al paciente.

Limitaciones

- Coste medio-alto (3000-8000 €).
- Curva de aprendizaje para análisis. Exige *software*.

Protocolos frecuentes

- ***Isometric mid-thigh pull*** (IMTP): 3 tirones de 5 s; se analiza fuerza pico y RFD 0-100 ms.
- ***Counter-movement jump*** (CMJ): 3 saltos; se extraen altura, impulso y asimetría, es la fase de empuje.

Dinamometría isocinética (*biodes-like*)

¿Qué es?

Un ergómetro motorizado que controla la velocidad angular ($^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$) y registra el par (Nm) a lo largo de la ROM.

Rango de velocidades típico

- $60^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$ (fuerza máxima).
- $180^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$ (potencia).
- $300^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$ (velocidad deportiva).

Variables clínicas

- Pico de par concéntrico y excéntrico.
- Ratio H/Q o ER/IR (hombro).
- Trabajo total (J).

Fiabilidad

- ICC \rightarrow 0.95 cuando se siguen guías de posicionamiento.

Aplicaciones

- Alta sensibilidad para déficits residuales de 10 % que no detecta una RM.
- Útil en retorno a sprint o lanzamiento donde la velocidad específica importa.

Ventajas

- Perfil completo fuerza-ángulo-velocidad.
- Modo excéntrico sobrecargado (20 % más que concéntrico).



Limitaciones

- Coste (> 30 000 €) y tamaño.
- Curva de aprendizaje para el paciente (mayor variabilidad en las 2-3 primeras repeticiones).

Protocolo estándar rodilla

- 5 repeticiones conc+exc a $60\text{ }^\circ\text{s}^{-1}$ y $180\text{ }^\circ\text{s}^{-1}$; se toma el mejor valor de cada serie. Ratio H/Q objetivo $\rightarrow 0.6$ (conc) y $\rightarrow 1.0$ (exc).

Encóders lineales y rotacionales (*velocity-based training, VBT*)

¿Qué son?

Sensores (cable extensible o láser) que miden desplazamiento y tiempo, calculando la **velocidad media** ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) y la potencia durante una repetición.

Por qué interesan en readaptación

- La **velocidad pérdida** durante la serie correlaciona con fatiga neuromuscular mejor que las repeticiones contadas.
- Permiten dosificar sin exponer al paciente a un test 1RM.

Tabla 4. Variables clave

Variable	Interpretación	Punto de corte típico
Velocidad media propulsiva	Carga relativa (%)	$0.50\text{ m}\cdot\text{s}^{-1} \approx \approx 60\% \text{ 1RM}$ en <i>squat</i>
Pérdida de velocidad (%)	Fatiga intraserie	\rightarrow cortar serie a 20 % pérdida en fase II

Fuente: elaboración propia.

Fiabilidad

- Error < 5 % respecto a sistemas ópticos de referencia cuando se calibra longitud de cable y ángulo.

Ventajas

- Portátil (0.2 kg); coste 400–800 €.
- *Feedback* motivacional inmediato.

Limitaciones

- Solo útil en gestos dominados por traslación (sentadilla, *press*).
- Menor validez en movimientos con trayectoria muy curva.

Sensores inerciales de movimiento (IMUs)

¿Qué son?

Acelerómetros y giroscopios triaxiales (± 16 g; $\pm 2\,000$ °s⁻¹) que se adhieren al segmento corporal.

¿Qué miden?

- Aceleración pico y vector resultante.
- Potencia estimada ($W \cdot kg^{-1}$) en salto o sprint corto.
- Conteo de impactos (> 5 g) para control de carga externa.



Evidencia

- Correlación $r = 0.90$ entre potencia IMU y plataforma de fuerza en CMJ.
- Permiten monitorizar la asimetría de impacto en carrera.

Ventajas

- Total portabilidad; test en campo.
- Bajo coste (200 € un sensor).

Limitaciones

- Integración de la señal puede derivar error de posición; no recomendable para distancias largas.
- Depende de un buen algoritmo y colocación consistente.

EMG superficial *wearable*

Concepto

Captoreo textiles o electrodos adhesivos que recogen la actividad eléctrica del músculo y envían la señal a una app móvil.

Variables útiles en clínica

- %MVIC (normalizado a una contracción máxima).
- Tiempo de activación (ms) dentro de la ventana del gesto.
- Ratio cocontracción (agonista/antagonista).

Aplicaciones

- Detección de **inhibición artrogénica**: cuádriceps $< 50\%$ MVIC pese a esfuerzo percibido 9/10.

- *Biofeedback* motor.

Ventajas

- Refuerza el aprendizaje motor en tiempo real.
- Útil para documentar alta médica (activación simétrica).

Limitaciones

- Ruido de movimiento; requiere filtrado y *skin-prep*.
- No refleja directamente la fuerza (relación EMG-fuerza no lineal en fatiga).

Tabla 5. Comparativa global y criterios de elección

Criterio	HHD	Plataforma	Isocinético	Encóder	IMU	EMG
Coste aprox.	€	€€€	€€€€€	€€	€€	€€
Portabilidad	Alta	Media (mat 30 kg)	Baja	Alta	Muy alta	Alta
Fiabilidad (ICC)	0.85-0.95	0.90-0.98	0.95-0.99	0.90-0.95	0.85-0.93	0.80-0.92
Variable principal	Fuerza pico	RFD / asimetría	Par / trabajo	Velocidad	Potencia	Activación
Fase recomendada	I-II	II-III	III-IV	II-IV	II-IV	I-II
Limitación clave	Fuerza del evaluador	Coste	Voluminoso	Curva técnica	Ruido posición	Relación fuerza indirecta

Fuente: elaboración propia.



Regla clínica rápida

- **Fase I (inflamación, dolor)** → HHD + EMG: bajo estrés articular, *feedback* neural.
- **Fase II (recuperación ROM + fuerza básica)** → Plataforma (isometría) + Encóder (carga baja-media).
- **Fase III (potencia, asimetría)** → Plataforma pliométrica + IMU en campo.
- **Fase IV (retorno a deporte)** → Isocinético + Encóder para perfilar F-v y par excéntrico.

Conclusión

La elección del sistema de medición no es un asunto de marca o moda tecnológica, sino de **pregunta clínica**:

- ¿Qué variable necesito conocer?
- ¿En qué fase está la persona?
- ¿Qué grado de precisión puedo costear y operar?

Responder a estas tres cuestiones garantiza que los datos no se queden en el papel, sino que guíen progresiones y, sobre todo, se prevengan recaídas. Con las herramientas claras, el siguiente paso es elegir **cómo** entrenar la fuerza cuando las pesas convencionales no bastan: eso es lo que abordaremos en el siguiente apartado.

Métodos alternativos de entrenamiento de la fuerza

Propósito de este punto

Proporcionar herramientas eficaces cuando el peso libre convencional (barra + discos) no es viable—por dolor, fase temprana o limitaciones de espacio—y, al mismo tiempo, cubrir vacíos específicos de la readaptación: hipoxia controlada, picos excéntricos, activación refleja, estimulación neural y perturbaciones multiplanares.

Restricción de flujo sanguíneo (BFR)



Fundamento fisiológico

La compresión parcial (40-80 % de la presión arterial oclusiva, AOP) provoca hipoxia local, ↑ metabolitos (lactato, fosfatos) y estimula fibras tipo II a **cargas de solo 20-30 % 1RM**. Se obtienen aumentos de fuerza y CSA comparables al entrenamiento pesado tradicional.

Evidencia clínica

- Meta-análisis 2023 (> 1 000 pacientes posquirúrgicos) → Δ fuerza cuádriceps +22 % vs. grupo control, sin aumento de dolor postsesión.
- En LCA fase I, añadir BFR 2-3 d/sem acorta ≈ 3 semanas la recuperación de la circunferencia muscular.

Protocolo práctico estándar 30-15-15-15

- **Selección presión:** 50 % AOP (miembro inferior) / 60 % AOP (miembro superior).
- **Series:** 4 series; 1^{ra} 30 reps, siguientes 15 reps; descanso 30 s sin liberar manguito.
- **Carga:** 20–30 % 1RM o resistencia elástica equivalente.
- **Frecuencia:** 2-4 sesiones/sem.

Ejemplo deportivo: en un lanzador de béisbol con cirugía de codo UCL, el *press* de banca con BFR (25 % 1RM) permite mantener la masa del tríceps durante la inmovilización sin sobrecargar el injerto.

Tabla 6. Ventajas/limitaciones

+	-
Permite hipertrofia con mínimas fuerzas articulares	Necesita manguitos calibrados y <i>doppler</i> inicial



Menor DOMS que el entrenamiento pesado	Riesgo de parestesias si presión > 80 % AOP
Se aplica a ejercicios multiarticulares o monoarticulares	Contraindicado en trombosis activa, HTA descontrolada

Fuente: elaboración propia.

Entrenamiento isoinercial con *flywheel*

¿Qué lo hace diferente?

El disco volante almacena energía cinética en la fase concéntrica y la devuelve como **sobrecarga excéntrica autónoma** —el deportista “pelea” contra la misma inercia que él mismo generó—.

Variables clave

- **Inercia** ($\text{kg}\cdot\text{m}^2$): 0,025 – 0,100; a más inercia ↓ velocidad, ↑ fuerza excéntrica.
- **Ratio Ecc/Con %**: ideal → 1,05 en fase de potencia; se controla con encóder de la máquina.

Tabla 7. Interfaz con la readaptación

Fase	Objetivo	Configuración recomendada
II (comienza carga excéntrica)	Remodelar tendón, ↑ rigidez	Inercia baja, 6×6, énfasis técnica
III (potencia)	Pico excéntrico, RFD	Inercia moderada, 4×8, <i>feedback</i> velocidad >
IV (prevención recaída)	Tolerar demandas deportivas específicas	Circuito (<i>squat, lunge, pull</i>) 1-2 veces/sem

Fuente: elaboración propia.

Ejemplo práctico: jugador de baloncesto en semana 10 pos-LCA: 4 series × 10 reps *squat flywheel* (0,050 kg·m²) con recordatorio verbal «frena abajo»

Ventajas

- Picos excéntricos sin *spotter* ni peso adicional.
- *Feedback* digital instantáneo (potencia, velocidad).
- Portátil (11 kg la plataforma básica).

Limitaciones

- Curva de aprendizaje; primeros 2-3 *sets* se consideran «familiarización».

Electroestimulación neuromuscular (EMS)

Por qué sigue vigente

Recluta fibras II incluso con dolor elevado o inmovilización, manteniendo calidad contráctil cuando el «drive» voluntario está inhibido.

Tabla 8. Parámetros esenciales

Variable	Rango eficaz	Comentario
Frecuencia	50-75 Hz	> 50 Hz para fuerza, < 35 Hz para resistencia
Ancho de pulso	300-400 μ s	Pulsos largos → ↑ reclutamiento
Trabajo: Descanso	1:4 – 1:5	Evita fatiga neural excesiva

Intensidad	Máxima tolerable (10/10 VAS)	Seguridad: no sentir quemazón cutánea
------------	------------------------------	---------------------------------------

Fuente: elaboración propia.

Modelos de aplicación

- **Isométrico pasivo:** cuádriceps en silla 90 °, 15 contracciones de 5 s.
- **Híbrido activo:** *squat* al tiempo del impulso; mejora sincronía EMG ↓ 30 % asimetría.
- **“Gap filler” aeróbico:** EMS de gemelos en plataforma WBV mientras *upper-body* trabaja.

Ejemplo de campo: sprinter con síndrome patelofemoral severo: EMS + isometrías a 60 °.

Ventajas/Limitaciones

- ++ reclutamiento sin carga mecánica; ideal en fase I.
- Precisa adherencia (3-4 d/sem) y buen posicionamiento electrodos.
- Contraindicaciones: marcapasos, embarazo en abdomen-lumbar, epilepsia no controlada.

Plataformas de vibración de cuerpo completo (WBV)

Mecanismo principal

La vibración (25-40 Hz, 2-4 mm amplitud) desencadena el **reflejo tónico vibratorio**, ↑ EMG de extensores y mejora la sincronía intermuscular.

Tabla 9. Modalidades frecuentes



Modalidad	Objetivo	Dosificación típica
Estático semisentadilla	Reclutamiento neural inicial	3×45 s · 30 Hz · 2 mm
Dinámico (<i>squat + pulse</i>)	Potencia media	5×30 s · 35 Hz · 4 mm
Unipodal/ <i>lunge</i>	Estabilidad y <i>core</i>	4×20 s · 30 Hz · 3 mm

Fuente: elaboración propia.

Evidencia resumida

- ↑ fuerza extensora rodilla +12-18 % en 6 semanas posartroscopia.
- ↓ dolor lumbar crónico (escala VAS -2 pts) combinado con *core training*.

Ejemplo deportivo: portero de fútbol sala, día -3 partido: 3×30 s WBV 30 Hz + balones medicinales para activar extensores sin fatiga de alto volumen.

Tabla 10. Pros y contras

Pros	Contras
Activación rápida; ideal en calentamiento	Coste 1500-3000 €
Útil en baja carga articular	No genera hipertrofia per se
Mejora propiocepción tobillo-rodilla	No apto en prótesis no cementada fase temprana

Fuente: elaboración propia.

Aquabags / cargas líquidas de perturbación

Concepto

Bolsas parcialmente llenas de agua (10-30 % BW) cuyo centro de masa se desplaza, creando **perturbaciones impredecibles** que desafían el control motor.

Respuesta neuromuscular

- ↑ actividad EMG *core* > 40 % MVIC vs. mancuerna igual masa.
- ↑ activación del glúteo medio durante *marching / step-up* con *aquabag* frontal.

Tabla 11. Protocolos recomendados

Ejercicio	Tamaño bolsa / vol. agua	Serie-reps	Aplicación clínica
<i>Overhead carry</i>	15 L (≈ 12 kg)	3×20 m	Core antiextensión tras lumbalgia
<i>Front squat</i>	20 L	4×8	Refuerzo control lumbo-pélvico poshernia
<i>Split jerk ligero</i>	10 L	5×5	Perturbación escápulo-humeral en SLAP

Fuente: elaboración propia.

Ventajas

- Multiplanar, económico (60-80 €).
- Intensidad progresable añadiendo agua —o alterando la velocidad de movimiento— sin cambiar *hardware*.

Limitaciones

- Curva técnica (fugas si cierre mal sellado).

- No sustituye cargas máximas cuando se requiere fuerza pura > 85 % 1RM.

Integración de los métodos alternativos

Secuencia lógica por fase

- **Fase I** → EMS + BFR (hipoxia y neural sin carga).
- **Fase II** → BFR continuado + WBV estático (despertar SSC).
- **Fase III** → *Flywheel* + *Aquabag* (pico excéntrico + perturbación).
- **Fase IV / mantenimiento** → *Flywheel* pesado 1 vez/sem + WBV en calentamiento + *aquabag* de potencia.

Combinación sinérgica

- **BFR + WBV:** oclusión 40 % AOP + vibración 30 Hz en sentadilla isométrica aumenta EMG cuádriceps 25 % extra vs. BFR sola.
- ***Flywheel* + EMS:** estimular agonista (femoral) en la fase concéntrica reduce la cocontracción antagonista, elevando potencia pico 8-10 %.

Conclusiones

- **La restricción de flujo sanguíneo** y la **EMS** permiten preservar masa y «despertar» el músculo en fases de carga mínima.
- ***Flywheel*** ofrece la sobrecarga excéntrica necesaria para remodelar tendón y alcanzar picos de potencia comparables al deporte.
- **Plataformas de vibración** brindan una activación neural rápida con mínima fatiga, perfecta para calentamientos o periodos de dolor residual.
- ***Aquabags*** añaden perturbaciones dinámicas que refinan el control lumbo-pélvico-escapular, puente vital antes de los gestos competitivos.

Integrados estratégicamente, estos métodos llenan los huecos que dejan las pesas tradicionales, acortan los plazos de recuperación y reducen la tasa de recaída. En el

siguiente apartado veremos cómo enlazar **test objetivo** y **estas herramientas** en un circuito de retroalimentación continua para tomar decisiones basadas en datos, sesión tras sesión.

De la medición a la prescripción: cómo cerrar el círculo test-entreno-retest

En los apartados anteriores, hemos visto **qué** variables de fuerza importan, **con qué instrumentos** podemos cuantificarlas y **qué métodos alternativos** de entrenamiento tenemos a nuestra disposición. Ahora toca unir todas las piezas en un único flujo de trabajo que guíe cada sesión de readaptación. El objetivo de este punto es, por tanto, describir paso a paso cómo transformar los números que arroja el laboratorio —o el gimnasio— en decisiones concretas de carga y progresión.

El flujo T-E-T (Test → Entreno → Retest)

La lógica es sencilla:

Test rápido (← 5 minutos)

Al inicio de la sesión tomamos una medición breve, sensible al estado del día. Una plataforma de fuerza puede darnos un *mid-thigh pull* isométrico; un dinamómetro manual, la fuerza de prensión del flexor que nos preocupa; un encóder lineal, la velocidad media de una sentadilla ligera.

Interpretación inmediata

Comparamos ese valor con la última referencia o con el objetivo fijado para la fase.

- Si la diferencia es menor o igual al 5 %* → el semáforo está en verde.
- Si el descenso queda entre el 6 y el 15 %* → ámbar: prudencia.
- Si baja más del 15 %* → rojo: algo no va bien y será necesario ajustar.

Decisión de carga



Verde: nos permite mantener —o incluso incrementar— la dosis prevista.

Ámbar: pide pequeñas correcciones. Un 10 % menos de tonelaje, quitar una serie o reducir la presión de los manguitos de BFR.

Rojo: obliga a suspender el estímulo más agresivo y a recurrir a un método de menor exigencia mecánica (por ejemplo, cambiar un *flywheel* pesado por un trabajo isométrico con EMS).

Intervención principal

Ejecutamos el bloque de fuerza elegido para la fase: BFR en la etapa temprana, *flywheel* y *aquabags* en la etapa intermedia, vibración de cuerpo completo como activación neural o mantenimiento, etc.

Retest al final de la sesión

Repetimos exactamente el test inicial. Una pérdida mayor del 15 % respecto al valor de presión señala que la carga ha sido excesiva y deberá ajustarse la planificación de la jornada siguiente.

Ese circuito puede parecer laborioso, pero requiere solo unos minutos y evita decisiones a ciegas. Con la práctica, se automatiza: la persona llega, realiza su test, la pantalla muestra un color y todo el equipo sabe inmediatamente qué hacer.

Variables clave y criterios de progresión por fase

Para no caer en la “parálisis por análisis” bastará con **una** variable prioritaria en cada etapa:

Fase I – Control del dolor y activación inicial

Variable puerta: activación EMG del cuádriceps durante un *straight-leg-raise*. Se progresa cuando la señal supera el 60 % de la contracción voluntaria máxima sin que el dolor pase de 2/10.

Fase II – Recuperación de la fuerza básica

Variable puerta: pico de fuerza isométrica en dinamometría manual o plataforma. El objetivo es alcanzar, como mínimo, el 80 % de la pierna sana con una variabilidad (CV) inferior al 10 %.

Fase III – Potencia y simetría

Variable puerta: velocidad de desarrollo de la fuerza (RFD 0-200 ms) en un *mid-thigh pull*. El pase de fase llega al alcanzar el 90 % del valor pre-lesión.

Fase IV – Especificidad deportiva

Variable puerta: potencia y asimetría en un *countermovement jump* medido con encóder e IMU. Se exige, como umbral, llegar al 95 % de la potencia previa y no mostrar más de un 10 % de desequilibrio entre lados.

Un día real de entrenamiento integrado

Imaginemos a una jugadora de baloncesto en la semana 9 tras una reconstrucción de LCA:

Al llegar, realiza tres tirones isométricos en plataforma. El mejor pico es 2580 N, solo un 4 % por debajo de la semana anterior: **verde**. Podemos mantener la sesión planificada.

Flywheel squat con 0,050 kg·m², 4×8 repeticiones. El dispositivo confirma un ratio excéntrico/concéntrico de 1,12 y una velocidad media de 0,85 m·s⁻¹.

Vibración de cuerpo completo a 30 Hz, tres períodos de 40 s en semisentadilla. La EMG refleja un 72 % de activación.

Paseos overhead con aquabag de 20 L, tres tramos de 25 m para estimular estabilidad central.

Al terminar, se repite el *mid-thigh pull*. El pico cae a 2 510 N (-6 %): color ámbar. La conclusión es simple: la carga ha sido adecuada, pero en la próxima sesión reduciremos la inercia del *flywheel* a 0,040 kg·m² para garantizar la recuperación.

Herramientas de registro y retroalimentación

Mantener el proceso vivo exige que los datos sean **visibles**:

- Una hoja de cálculo compartida con reglas de formato condicional colorea automáticamente cada registro en verde, ámbar o rojo.
- Un panel de control (Power BI, Google Data Studio) muestra gráficamente la evolución de la “variable puerta” frente al objetivo.
- Alertas automáticas avisan al equipo cuando una misma persona encadena dos sesiones seguidas en rojo.
- Así, la información abandona el cuaderno del fisioterapeuta y se convierte en un lenguaje común que previene errores de comunicación.

Errores habituales y cómo sortearlos

- **Medir demasiadas cosas**

Escoge una o dos variables clave por fase; el resto puede añadirse como complemento, nunca como requisito diario.

- **Cambiar de protocolo a mitad de camino**

Un test a 60° no es comparable con otro a 30°. Redacta el protocolo y tenlo a la vista en la sala.

- **No normalizar los datos**

La fuerza absoluta engaña en deportistas que pierden peso o en adolescentes en crecimiento. Expresa, siempre que puedas, la fuerza en Newtons por kilo o la potencia en vatios por kilo.

- **Saltarse el retest**

El retest final es el sensor de fatiga diferida. Bloquea tres minutos al final de la sesión y se reprograma como una alarma fija.

Conclusión

Medir —por sí solo— no sirve de nada si la lectura no modifica la sesión; entrenar —sin medir— es avanzar sin referencia y, con frecuencia, retroceder sin darnos cuenta. El flujo **Test → Entreno → Retest** ofrece un puente entre ambos mundos y convierte cada



número en una decisión fundamentada. Con un único test breve, un criterio de paso bien definido y un sistema de registro ágil podemos ajustar la carga diariamente, acortar los plazos de recuperación y, sobre todo, minimizar el riesgo de recaída cuando el deportista regrese a la competición.

Conclusiones y líneas futuras

El viaje a través de la medición y el entrenamiento de la fuerza en readaptación nos ha llevado desde los fundamentos fisiológicos hasta la toma de decisiones diarias. Conviene cerrar el capítulo con una síntesis clara de lo aprendido y con una mirada hacia las tendencias que, con toda probabilidad, redefinirán nuestra práctica clínica en los próximos años.

Cinco mensajes para llevar a la práctica

1. La fuerza es el puente entre la lesión y la función.

Ningún parámetro predice mejor la reincorporación segura que la capacidad de un tejido para generar y tolerar tensión mecánica.

2. Medir no es opcional.

Disponer de un dinamómetro manual, una plataforma de fuerza o un encóder ya no es un lujo, es un requisito ético para cuantificar la progresión y prevenir recaídas.

3. Un único “gatekeeper” por fase basta.

Seleccionar una variable clave —activación EMG, pico isométrico, RFD o potencia— simplifica el flujo de decisiones y evita la parálisis por exceso de datos.

4. Los métodos alternativos llenan huecos que la barra no cubre.

BFR, *flywheel*, EMS, WBV y *aquabags* permiten hipertrofia con baja carga articular, picos excéntricos autónomos, activación neural rápida y perturbaciones multiplanares; combinados estratégicamente reducen tiempos de recuperación.

5. El bucle Test → Entreno → Retest es el corazón del proceso.

Sin retest, no hay control de fatiga; sin test, no hay criterio para prescribir; y, sin intervención, el dato carece de sentido. Las tres piezas son inseparables.



Bibliografía de consulta

- Akehurst, H., Grice, J. E., Angioi, M., Morrissey, D., Migliorini, F. y Maffulli, N.** (2021). Whole-body vibration decreases delayed onset muscle soreness following eccentric exercise in elite hockey players: A randomised controlled trial. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 16, 589. <https://doi.org/10.1186/s13018-021-02760-4>
- Anicic, Z., Janicijevic, D., Knezevic, O. M., Garcia-Ramos, A., Petrovic, M. R., Cabarkapa, D. y Mirkov, D. M.** (2023). Assessment of countermovement jump: What should we report? *Life*, 13(1). <https://doi.org/10.3390/life13010190>
- Barber-Westin, S. y Noyes, F. R.** (2019). Blood flow-restricted training for lower extremity muscle weakness due to knee pathology: A systematic review. *Sports Health*, 11(1), 69–83. <https://doi.org/10.1177/1941738118811337>
- Bielitzki, R., Behrendt, T., Behrens, M. y Schega, L.** (2021). Time to save time: Beneficial effects of blood flow restriction training and the need to quantify the time potentially saved by its application during musculoskeletal rehabilitation. *Physical Therapy*, 101(10), pzab172. <https://doi.org/10.1093/ptj/pzab172>
- Bishop, C., Jordan, M., Torres-Ronda, L., Loturco, I., Harry, J., Virgile, A., Mundy, P., Turner, A. y Comfort, P.** (s. f.). Selecting metrics that matter: Comparing the use of the countermovement jump for performance profiling, neuromuscular fatigue monitoring, and injury rehabilitation testing. *Strength and Conditioning Journal*, 23(4). <http://journals.lww.com/nsca-scj>
- Bishop, C., Shrier, I. y Jordan, M.** (2023). Ratio data: Understanding pitfalls and knowing when to standardise. *Symmetry*, 15(2). <https://doi.org/10.3390/sym15020318>
- Bishop, C., Turner, A., Jordan, M., Harry, J., Loturco, I., Lake, J. y Comfort, P.** (s. f.). A framework to guide practitioners for selecting metrics during the countermovement and drop jump test. *Strength and Conditioning Journal*, 47(3). <http://journals.lww.com/nsca-scj>
- Bonanni, R., Cariati, I., Romagnoli, C., D’Arcangelo, G., Annino, G. y Tancredi, V.** (2022). Whole body vibration: A valid alternative strategy to exercise? *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 7(4), Article 4. <https://doi.org/10.3390/jfmk7040099>
- Bright, T., Handford, M. J., Hughes, J. D., Mundy, P. D., Lake, J. P. y Doggart, L.** (2023). Development and reliability of countermovement jump performance in youth athletes at pre-, circa- and post-peak height velocity. *International Journal of Strength and Conditioning*, 3(1). <https://doi.org/10.47206/ijsc.v3i1.149>



- Celik, E., Findikoglu, G., Kart, S. O., Akkaya, N. y Ertan, H.** (s. f.). The adaptations in muscle architecture following whole body vibration training. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions* 22(2):193-202. <https://www.researchgate.net/publication/361038732> The adaptations in muscle architecture following whole body vibration training
- Cerqueira, M. S. y Brito Vieira, W. H.** (2020). Letter to the editor about the article «The addition of blood flow restriction to resistance exercise in individuals with knee pain: A systematic review and meta-analysis». *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 24(6), 560-561. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2020.05.005>
- Cohen, J. A., McHugh, M. P., Hickok, M. y Connolly, D. A.** (2020). Is there an optimal vertical ground reaction force profile for maximizing jump height in a countermovement jump? *Medicine y Science in Sports and Exercise*, 52(7S), 261–262. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000676400.58371.20>
- Collings, T. J., Lima, Y. L., Dutailis, B. y Bourne, M. N.** (2024). Concurrent validity and test–retest reliability of VALD ForceDecks’ strength, balance, and movement assessment test. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 27(8), 572–580. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2024.04.014>
- Colson, S. S., Gioda, J. y Da Silva, F.** (2023). Whole body vibration training improves maximal strength of the knee extensors, time-to-exhaustion and attenuates neuromuscular fatigue. *Sports*, 11(5), Article 5. <https://doi.org/10.3390/sports11050094>
- Couch, J., Sayers, M. y 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>
- Courel-Ibáñez, J., Hernández-Belmonte, A., Cava-Martínez, A. y Pallarés, J. G.** (2020). Familiarization and reliability of the isometric knee extension test for rapid force production assessment. *Applied Sciences*, 10(13). <https://doi.org/10.3390/app10134499>
- Cuyul-Vásquez, I., Leiva-Sepúlveda, A., Catalán-Medalla, O., Araya-Quintanilla, F. y Gutiérrez-Espinoza, H.** (2020). The addition of blood flow restriction to resistance exercise in individuals with knee pain: A systematic review and meta-analysis. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 24(6), 465–478. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2020.03.001>
- Đorđević, D., Paunović, M., Čular, D., Vlahović, T., Franić, M., Sajković, D., Petrović, T. y Sporiš, G.** (2022). Whole-body vibration effects on flexibility in artistic

gymnastics—A systematic review. *Medicina*, 58(5), 595.
<https://doi.org/10.3390/medicina58050595>

dos Santos Oliveira, G., de Araujo Ribeiro-Alvares, J. B., de Lima-E-Silva, F. X., Rodrigues, R., Vaz, M. A. y Baroni, B. M. (2022). Reliability of a clinical test for measuring eccentric knee flexor strength using a handheld dynamometer. *Journal of Sport Rehabilitation*, 31(1), 115–119. <https://doi.org/10.1123/JSR.2020-0014>

Drouin, J. M., Valovich-McLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M. y Perrin, D. H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 91(1), 22–29. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0933-0>

Dunne, C., Callaway, A. J., Thurston, J. y Williams, J. M. (2022). Validity, reliability, minimal detectable change, and methodological considerations for HHD and portable fixed frame isometric hip and groin strength testing: A comparison of unilateral and bilateral testing methods. *Physical Therapy in Sport*, 57, 46–52. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2022.07.002>

Ford, K. R., Myer, G. D. y Hewett, T. E. (2007). Reliability of landing 3D motion analysis: Implications for longitudinal analyses. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(11), 2021–2028. <https://doi.org/10.1249/MSS.0B013E318149332D>

Gaudet, J. y Handrigan, G. (2020). Assessing the validity and reliability of a low-cost microcontroller-based load cell amplifier for measuring lower limb and upper limb muscular force. *Sensors (Switzerland)*, 20(17), 1–18. <https://doi.org/10.3390/s20174999>

Grooms, D. R., Page, S. J., Nichols-Larsen, D. S., Chaudhari, A. M. W., White, S. E. y Onate, J. A. (2017). Neuroplasticity associated with anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 47(3), 180–189. <https://doi.org/10.2519/JOSPT.2017.7003>

Hirano, M., Katoh, M., Gomi, M. y Arai, S. (2020). Validity and reliability of isometric knee extension muscle strength measurements using a belt-stabilized hand-held dynamometer: A comparison with the measurement using an isokinetic dynamometer in a sitting posture. *Journal of Physical Therapy Science*, 32(2), 120–124. <https://doi.org/10.1589/jpts.32.120>

Iacono, A. D., Valentin, S., Sanderson, M. y Halperin, I. (2019). The isometric horizontal push test: Test–retest reliability and validation study. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 15(4), 581–584. <https://doi.org/10.1123/IJSPP.2019-0357>



Ivarsson, A. y Cronström, A. (2022). Agreement between isokinetic dynamometer and hand-held isometric dynamometer as measures to detect lower limb asymmetry in muscle torque after anterior cruciate ligament reconstruction. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 17(7), 1307–1317. <https://doi.org/10.26603/001c.39798>

Jack, R. A., Lambert, B. S., Hedt, C. A., Delgado, D., Goble, H. y McCulloch, P. C. (2022). Blood flow restriction therapy preserves lower extremity bone and muscle mass after ACL reconstruction. *Sports Health*, 15(3), 361–371. <https://doi.org/10.1177/19417381221101006>

Jakobsen, T. L., Thorborg, K., Fisker, J., Kallemose, T. y Bandholm, T. (2022). Blood flow restriction added to usual care exercise in patients with early weight bearing restrictions after cartilage or meniscus repair in the knee joint: A feasibility study. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 9(1), 101. <https://doi.org/10.1186/s40634-022-00533-4>

Kadlec, D., Jordan, M. J., Snyder, L., Alderson, J. y Nimphius, S. (2021). Test–retest reliability of single and multijoint strength properties in female Australian footballers. *Sports Medicine – Open*, 7(1), 5. <https://doi.org/10.1186/s40798-020-00292-5>

Kim, W. K., Kim, D.-K. K., Seo, K. M. y Kang, S. H. (2014). Reliability and validity of isometric knee extensor strength test with hand-held dynamometer depending on its fixation: A pilot study. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 38(1), 84–93. <https://doi.org/10.5535/arm.2014.38.1.84>

Kosar, A. C., Candow, D. G. y Putland, J. T. (2012). Potential beneficial effects of whole-body vibration for muscle recovery after exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(10), 2907–2911. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318242a4d3>

Kotsifaki, R., Sideris, V., King, E., Bahr, R. y Whiteley, R. (2023). Performance and symmetry measures during vertical jump testing at return to sport after ACL reconstruction. *British Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2022-106588>

FALTA VOLUMEN / NÚMERO / PÁGINAS

Krzyszowski, J., Chowning, L. D. y Harry, J. R. (2020). Phase-specific predictors of countermovement jump performance that distinguish good from poor jumpers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 39(7). <https://journals.lww.com/nsca-jscr>

Lussier, G., Evans, A. J., Houston, I., Wilsnack, A., Russo, C. M., Vietor, R. y Bedocs,



- P.** (2024). Compact arterial monitoring device use in resuscitative endovascular balloon occlusion of the aorta (REBOA): A simple validation study in swine. *Cureus*, *16*(10), e70789. <https://doi.org/10.7759/cureus.70789>
- Lynch, A. E., Davies, R. W., Jakeman, P. M., Locke, T., Allardyce, J. M. y Carson, B. P.** (2021). The influence of maximal strength and knee angle on the reliability of peak force in the isometric squat. *Sports (Basel, Switzerland)*, *9*(10). <https://doi.org/10.3390/sports9100140>
- Macedo, M. de C., Souza, M. A., Ferreira, K. R., Campos, L. O., Souza, I. S. O., Barbosa, M. A., Brito, C. J., Intelangelo, L. y Barbosa, A. C.** (2022). Validity and test–retest reliability of a novel push low-cost hand-held dynamometer for knee strength assessment during different force ranges. *Diagnostics (Basel, Switzerland)*, *12*(1). <https://doi.org/10.3390/DIAGNOSTICS12010186>
- Magoffin, R. D., Parcell, A. C., Hyldahl, R. D., Fellingham, G. W., Hopkins, J. T. y Feland, J. B.** (2020). Whole-body vibration as a warm-up before exercise-induced muscle damage on symptoms of delayed-onset muscle soreness in trained subjects. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *34*(4), 1123–1132. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002896>
- McMahon, J. J., Suchomel, T. J., Lake, J. P. y Comfort, P. (s. f.). Understanding the key phases of the countermovement jump force-time curve. *Strength and Conditioning Journal*, *47*(3). <http://journals.lww.com/nsca-scj>
- Mediavilla, J. T.** (2020). *Valores normativos de fuerza isométrica máxima y ratio agonista antagonista de los aductores de cadera en futbolistas de élite* [Trabajo de fin de máster, Universidad Pontificia Comillas]. Repositorio Comillas. <https://repositorio.comillas.edu/xmlui/handle/11531/53919>
- Mentiplay, B. F., Perraton, L. G., Bower, K. J., Adair, B., Pua, Y. H., Williams, G. P., McGaw, R. y Clark, R. A.** (2015). Assessment of lower limb muscle strength and power using hand-held and fixed dynamometry: A reliability and validity study. *PLoS ONE*, *10*(10), e0140822. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0140822>
- Merrigan, J. J., Stone, J. D., Martin, J. R., Hornsby, W. G., Galster, S. M. y Hagen, J. A.** (2021). Applying force plate technology to inform human performance programming in tactical populations. *Applied Sciences (Switzerland)*, *11*(14), 6538. <https://doi.org/10.3390/app11146538>
- Moreno-Pérez, V., Méndez-Villanueva, A., Soler, A., Del Coso, J. y Courel-Ibáñez, J.** (2020). No relationship between the Nordic hamstring and two different isometric strength tests to assess hamstring muscle strength in professional soccer players. *Physical Therapy in Sport*, *46*, 97–103. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.08.009>



- Noyes, F. R., Barber-Westin, S. D. y Sipes, L.** (2021). Blood flow restriction training can improve peak torque strength in chronic atrophic postoperative quadriceps and hamstrings muscles. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 37(9), 2860–2869. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2021.03.040>
- Patterson, S. D., Swan, R., Page, W., Marocolo, M., Jeffries, O. y Waldron, M.** (2021). The effect of acute and repeated ischemic preconditioning on recovery following exercise-induced muscle damage. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 24(7), 709–714. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2021.02.012>
- Peng, Y., Qi, Q., Lee, C. L., Tay, Y. L., Chai, S. C. y Ahmad, M. A.** (2025). Effects of whole-body vibration training as an adjunct to conventional rehabilitation exercise on pain, physical function and disability in knee osteoarthritis: A systematic review and meta-analysis. *PLoS ONE*, 20(2), e0318635. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0318635>
- Qiu, C. G., Chui, C. S., Chow, S. K. H., Cheung, W.-H. y Wong, R. M. Y.** (2022). Effects of whole-body vibration therapy on knee osteoarthritis: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 54, jrm00266. <https://doi.org/10.2340/jrm.v54.2032>
- Ransom, M., Saunders, S., Gallo, T., Segal, J., Jones, D., Jones, M. y Milanese, S.** (2020). Reliability of a portable fixed frame dynamometry system used to test lower limb strength in elite Australian Football League players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 23(9), 826–830. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2020.03.006>
- Rasti, E., Rojhani-Shirazi, Z., Ebrahimi, N. y Sobhan, M. R.** (2020). Effects of whole-body vibration with exercise therapy versus exercise therapy alone on flexibility, vertical jump height, agility and pain in athletes with patellofemoral pain: A randomized clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 21(1), 705. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03732-1>
- Rolnick, N. y Schoenfeld, B. J.** (2020). Blood flow restriction training and the physique athlete: A practical research-based guide to maximizing muscle size. *Strength and Conditioning Journal*, 42(5), 22–36. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000553>
- Sierra-Guzmán, R., Jiménez-Díaz, F., Ramírez, C., Esteban, P. y Abián-Vicén, J.** (2018). Whole-body-vibration training and balance in recreational athletes with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 53(4), 355–363. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-547-16>
- Skovlund, S. V., Aagaard, P., Larsen, P., Svensson, R. B., Kjaer, M., Magnusson, S. P. y Couppez, C.** (2020). The effect of low-load resistance training with blood flow



restriction on chronic patellar tendinopathy—A case series. *Translational Sports Medicine*, 3(4), 342–352. <https://doi.org/10.1002/tsm2.151>

Lysz, J. T. y Burr, J. F. (2018). The effects of blood flow restricted electrostimulation on strength and hypertrophy. *Journal of Sport Rehabilitation*, 27(3), 257–262. <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0002>

Tennent, D. J., Hylden, C. M., Johnson, A. E., Burns, T. C., Wilken, J. M. y Owens, J. G. (2017). Blood flow restriction training after knee arthroscopy: A randomized controlled pilot study. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 27(3), 245–252. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000377>

Toonstra, J. y Mattacola, C. G. (2013). Test–retest reliability and validity of isometric knee-flexion and -extension measurement using 3 methods of assessing muscle strength. *Journal of Sport Rehabilitation*, 22(1), 44–50. <https://doi.org/10.1123/jsr.2013.tr7>

Turner, A. N., Jones, B., Stewart, P., Bishop, C., Parmar, N., Chavda, S. y Read, P. (2019). Total score of athleticism: Holistic athlete profiling to enhance decision-making. *Strength and Conditioning Journal*, 41(6), 91–101. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000506>

Van Cant, J., Dawe-Coz, A., Aoun, E. y Esculier, J.-F. (2020a). Quadriceps strengthening with blood flow restriction for the rehabilitation of patients with knee conditions: A systematic review with meta-analysis. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 33(4), 529–544. <https://doi.org/10.3233/BMR-191684>

Wollin, M., Purdam, C. y Drew, M. K. (2016). Reliability of externally fixed dynamometry hamstring strength testing in elite youth football players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(1), 93–96. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.01.012>

Xu, J., Turner, A., Comfort, P., Harry, J. R., McMahon, J. J., Chavda, S. y Bishop, C. (2023). A systematic review of the different calculation methods for measuring jump height during the countermovement and drop jump test. *Sports Medicine*, 53(5), 1055–1072. <https://doi.org/10.1007/s40279-023-01828-x>

Yin, Y., Wang, J., Yu, Z., Zhou, L., Liu, X., Cai, H. y Sun, J. (2023). Does whole-body vibration training have a positive effect on balance and walking function in patients with stroke? A meta-analysis. *Frontiers in Human Neuroscience*, 16, 1076665. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2022.1076665>

