



UNIVERSIDAD DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO

Efectos del entrenamiento de fuerza basado en la velocidad a distintos rangos de movimiento sobre las adaptaciones neuromusculares y funcionales

D. Alejandro Martínez Cava

2020



UNIVERSIDAD DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO

TESIS DOCTORAL

**Efectos del entrenamiento de fuerza basado en la
velocidad a distintos rangos de movimiento sobre
las adaptaciones neuromusculares y funcionales**

Tesis para optar al grado de doctor presentada por:

D. Alejandro Martínez Cava

Director:

Dr. Jesús García Pallarés

San Javier, enero 2020



UNIVERSIDAD DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO

TESIS DOCTORAL

**Efectos del entrenamiento de fuerza basado en la
velocidad a distintos rangos de movimiento sobre
las adaptaciones neuromusculares y funcionales**

Doctorando:

Director:

*A mis padres,
Espero poder algún día merecer tanto esfuerzo, sacrificio y dedicación*

I. AGRADECIMIENTOS

Llegados a este momento tan gratificante para mí, no puedo comenzar de mejor manera este documento que agradeciendo a todas las personas que de una u otra forma han hecho algo para que hoy esto sea posible, por ello, quiero agradecer sinceramente:

A mi director de tesis, Jesús García Pallarés, porque sólo tengo palabras de agradecimientos hacia ti. Todo lo que se sabe sobre investigación, evaluación del rendimiento humano y de teoría y práctica del entrenamiento te lo debo a ti. Han sido años compartiendo muchas horas, tanto de trabajo como fuera de la facultad, donde cada conversación era una oportunidad para continuar aprendiendo. Sólo me queda decirte, gracias.

A Juan José González Badillo y Luis Sánchez Medina por ser fuente de inspiración y motivación. Por transmitirnos a todos la pasión por el trabajo bien hecho.

A José María López Gullón por preocuparte por mi futuro laboral y académico y apostar siempre por mí sin límite.

A mis padres, por haberme apoyado siempre y por permitirme llegar hasta aquí. Soy afortunado de tener unos padres como vosotros, luchadores y trabajadores, me habéis enseñado a no rendirme y a valorar cada etapa de mi vida sacando siempre el lado positivo. Gracias por todo el esfuerzo y sacrificio que hacéis aun día a día, por todo lo que habéis renunciado por mí, ojalá algún día pueda devolveros tanto.

A María José Saura, quien ha sufrido todas las consecuencias de esta investigación, tanto las buenas como las no tan buenas. Gracias por apoyarme y darme fuerza para avanzar en mis objetivos. Gracias por permanecer ahí cuando no han sido nuestros mejores momentos. Por ser mi compañera de vida y por seguir soñando y luchando junto a mí cada día.

A Alfonso Sahuquillo porque eres mi ejemplo de esfuerzo, constancia y perseverancia.

A mis amigos Agustín y Gema, porque me tranquiliza saber que de una forma u otra siempre estaréis a mi lado.

A todos los participantes que han formado parte de la muestra de los estudios incluidos en este trabajo, más de 220 valientes que han participado de forma totalmente altruista.

Y por último y de manera muy especial a todos los que forman la familia de HUMAN PERFORMANCE & SPORTS SCIENCE (Ricardo, V. Rielves, Paulo, V. Cerezuela, Javi, J.R. Lillo, Salva y Alejandro), porque no hay mejor equipo humano que el que formamos juntos, por todo lo que hemos vivido dentro y fuera del laboratorio.

Sinceramente,

¡MUCHAS GRACIAS A TODOS!

II. PUBLICACIONES Y DIVULGACIÓN DE LOS RESULTADOS

La Tesis Doctoral que aquí se presenta es un compendio de las seis publicaciones más relevantes del doctorando publicadas en revistas científicas internacionales (*JCR*):

Artículo 1 Courel-Ibáñez, J., **Martínez-Cava, A.**, Morán-Navarro, R., Escribano-Peñas, P., Chavarren-Cabrero, J., González-Badillo, J. J., & Pallarés, J. G. (2019). Reproducibility and repeatability of five different technologies for bar velocity measurement in resistance training. *Annals of Biomedical Engineering*, 47(7), 1523-1538.

Artículo 2 **Martínez-Cava, A.**, Morán-Navarro, R., Sánchez-Medina, L., González-Badillo, J. J., & Pallarés, J. G. (2018). Velocity-and power-load relationships in the half, parallel and full back squat. *Journal of Sports Sciences*, 37(10), 1088-1096.

Artículo 3 **Martínez-Cava, A.**, Morán-Navarro, R., Hernández-Belmonte, A., Courel-Ibáñez, J., Conesa-Ros, E., González-Badillo, J. J., & Pallarés, J. G. (2019). Range of Motion and Sticking Region Effects on the Bench Press Load-Velocity Relationship. *Journal of Sports Science and Medicine*, 18, 645-652.

Artículo 4 Pallarés, J. G., **Martínez-Cava, A.**, Courel-Ibáñez, J., González-Badillo, J. J., & Morán-Navarro, R. (2019). Full squat produces greater neuromuscular and functional adaptations and lower pain than partial squats after prolonged resistance training. *European Journal of Sport Science*, 15, 1-10.

Artículo 5 **Martínez-Cava, A.**, Hernández-Belmonte, A., Courel-Ibáñez, J., Morán-Navarro, R., González-Badillo, J. J., & Pallarés, J. G. (2019). Bench press at full range of motion produces greater neuromuscular adaptations than partial executions after prolonged resistance training. *Journal of Strength Conditioning Research*. doi: 10.1519/JSC.0000000000003391.

Con ánimo de conseguir una apariencia homogénea, las cinco publicaciones se presentan en un mismo formato. En el apartado de anexos se han incluido las publicaciones tal y como fueron editadas en la revista.

Comunicaciones presentadas en formato póster o comunicaciones orales en Congresos Internacionales:

- **Martínez-Cava, A.**, Buendía-Romero, A., Hernández-Belmonte, A., Morán-Navarro, R., Cerezuela-Espejo, V., Courel-Ibáñez, J. y Pallarés J. G. (2019). Reproducibilidad del dispositivo Speed4Lift para medir la velocidad de ejecución en el entrenamiento de fuerza. (Congreso Internacional de Iniciación a la Investigación en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, Murcia).
- **Martínez-Cava, A.**, Hernández-Belmonte, A., Morán-Navarro, R., Cerezuela-Espejo, V., Courel-Ibáñez, J. y Pallarés J. G. (2019). Efectos del rango de movimiento en el ejercicio de Sentadilla sobre las adaptaciones neuromusculares y funcionales. (Congreso Internacional de Iniciación a la Investigación en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, Murcia).
- Hernández-Belmonte, A., **Martínez-Cava, A.**, Morán-Navarro, R., Courel-Ibáñez, J., Conesa-Ros, E., González-Badillo, JJ. y Pallarés, JG. (2019). Efectos del rango de movimiento sobre la relación carga-velocidad en el ejercicio press de banca. (Congreso Internacional de Iniciación a la Investigación en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, Murcia).
- Hernández-Belmonte, A., **Martínez-Cava, A.**, Courel-Ibáñez, J., Morán-Navarro, R., González-Badillo, JJ. y Pallarés, JG. (2019). Rango de movimiento completo vs. parcial en el ejercicio press de banca: adaptaciones neuromusculares tras un periodo de entrenamiento. (Congreso Internacional de Iniciación a la Investigación en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, Murcia).

En el apartado de anexos se adjuntan las publicaciones y documentos mencionados.

III. RESUMEN

ESTUDIO I: *Reproducibilidad y repetibilidad de diferentes dispositivos para la medición de la velocidad de la barra en el entrenamiento de fuerza (Artículo 1)*

Este estudio tuvo como objetivo analizar el acuerdo entre algunos de los principales dispositivos utilizados actualmente para la monitorización de velocidad de la barra durante el entrenamiento de fuerza, y de esta forma determinar el sistema más reproducible, basado en el análisis de acuerdo intra- e inter-dispositivo para una misma ejecución. Se realizó igualmente un estudio de la repetibilidad o variación entre repeticiones (ejecución 1 vs. ejecución 2) para obtener el valor absoluto de la confiabilidad de esta técnica. En dos fases de toma de datos, un total de 36 hombres experimentados realizaron dos test ante cargas incrementales, mientras se obtenían los registros de velocidad media, media propulsiva y pico, según potencialidades de cada dispositivo, en los ejercicios de press banca, sentadilla completa y dorsal remo. En la fase A, las mediciones fueron registradas simultáneamente por dos transductores de velocidad lineal (T-Force), dos transductores de posición lineal (Chronojump), dos dispositivos opto-eléctricos basados en sistema de cámaras (Velowin), dos sistemas basados en video para teléfonos inteligentes (Powerlift) y un acelerómetro (Push Band). En la fase B, las mediciones se registraron de nuevo simultáneamente mediante dos transductores de velocidad lineal (T-Force), dos transductores de posición lineal (Speed4Lift), dos sistemas basados en video para teléfonos inteligentes (My Lift) y un sistema de análisis de movimiento 3D (3DMA). Se utilizó un conjunto integral de análisis estadísticos para evaluar la reproducibilidad y repetibilidad de los registros. La magnitud de los errores se calculó, tanto en términos absolutos ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) como relativos (% 1RM), y se determinó el cambio mínimo detectable (CMD) y los errores máximos (MaxError). Del estudio de reproducibilidad intra-dispositivo se evidenció que el sistema T-Force es el más reproducible y sensible de entre los analizados (CMD = 0.01-0.06 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$, MaxError = 1.3-7.1% 1RM) y por tanto la referencia escogida para usar como patrón de oro contra el resto de dispositivos. Del estudio de reproducibilidad inter-dispositivo, los sistemas Velowin, Chronojump y Speed4Lift se mostraron como las segundas mejores alternativas (CMD = 0.04-0.11 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$; MaxError = 7.7-17.6% 1RM), siempre considerando los particulares márgenes de error para cada ejercicio y variable de la velocidad medida. El sistema 3DMA es una herramienta adecuada para medir la variable velocidad media, pero no la velocidad pico (CMD = 0.20-0.22 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$, MaxError = 9.6-12.0% 1RM). Sin embargo, no

puede recomendarse el uso de los dispositivos y sistemas Powerlift, MyLift y Push Band debido a los errores sustanciales y la incertidumbre que se producen en sus mediciones (CMD = 0.13-0.33 m·s⁻¹). El estudio adicional de repetibilidad entre repeticiones (variabilidad biológica) muestra que la monitorización de las cargas de entrenamiento mediante los registros de velocidad es una técnica extremadamente confiable (T-Force CMD = 0.04 m·s⁻¹).

ESTUDIO II: *Efectos del rango de movimiento y la presencia del “sticking region” en la relación carga-velocidad y carga-potencia de los ejercicios press banca y sentadilla (Artículos 2 y 3)*

Este estudio tuvo como objetivo analizar la influencia del rango de movimiento en los principales parámetros biomecánicos de los ejercicios de press banca (PB) y sentadilla completa (ST): i) la relación carga-velocidad y carga-potencia; ii) la fuerza dinámica máxima absoluta o 1RM; iii) la contribución de la fase propulsiva, y iv) la presencia del *sticking region* y sus consecuencias funcionales. Para el ejercicio PB, 42 varones experimentados realizaron un test de cargas progresivas hasta alcanzar el 1RM en tres rangos de ejecución diferentes: rango completo (PB_{3/3}), dos tercios del rango completo (PB_{2/3}) y un tercio del rango completo (PB_{1/3}). Para el ejercicio ST, 52 varones experimentados realizaron el mismo test de cargas progresivas hasta alcanzar el 1RM en tres rangos de ejecución diferentes: sentadilla completa (ST-C), sentadilla paralela (ST-P) y media sentadilla (ST-M). En ambos ejercicios se detectaron diferencias significativas en la velocidad media alcanzada ante cargas comprendidas entre 40-90% 1RM ($p < 0.05$), con registros superiores de velocidad cuanto mayor es el rango de movimiento. No obstante, tanto la velocidad media como la media propulsiva mostraron una relación muy estrecha con el % 1RM para las tres variaciones del PB ($R^2 = 0.94-0.97$) y para las tres de la ST ($R^2 = 0.92-0.96$). La contribución de la fase de frenado disminuyó progresivamente hasta desaparecer por completo ante las cargas del 80%, 95% y 100% del 1RM en PB_{1/3}, PB_{2/3} y PB_{3/3}, respectivamente, y del 80%, 95% y 95% del 1RM en ST-M, ST-P y ST-C, respectivamente. El valor del 1RM es superior a medida que disminuye el rango de movimiento en ambos ejercicios ($p < 0.05$). En el ejercicio de ST, la carga relativa que maximizó la producción de potencia (Pmax) se analizó utilizando tres variables: media concéntrica (PM), media propulsiva (PMP) y potencia pico (PP), al tiempo que se incluía o excluía la masa corporal en los cálculos de fuerza. La Pmax se alcanza con un amplio rango de cargas y estuvo muy influenciada por cómo se calcula la producción de fuerza (incluyendo o excluyendo la masa corporal), así como por la variable de potencia calculada (PM, PMP, PP). En las curvas de velocidad-tiempo de las tres variantes del ejercicio de ST solo se observó *sticking region* en ST-C y ST-P. Sin embargo, en el ejercicio de PB, a pesar de que los tres parámetros biomecánicos que definen el *sticking region* solo se observaron en el rango completo, en el 54.5% de los casos los participantes comenzaron su desplazamiento del PB_{2/3} antes de alcanzar la posición en la que ocurre la

velocidad mínima en su propio ejercicio PB_{3/3}. La presencia, bien sea completa o parcial, del *sticking region* durante la acción concéntrica del levantamiento parece ser el mecanismo que subyace en las diferencias en el valor 1RM, los perfiles de carga-velocidad y –potencia, así como la contribución de la fase propulsiva en los ejercicios de PB y ST en diferentes rangos de movimiento.

ESTUDIO III: *Efectos del rango de movimiento en los ejercicios de Press Banca y Sentadilla sobre las adaptaciones neuromusculares y funcionales (Artículos 4 y 5)*

Este estudio tuvo como objetivo analizar la influencia del rango de movimiento (ROM) en los principales ejercicios de entrenamiento de fuerza del tren superior e inferior sobre las adaptaciones neuromusculares y funcionales de atletas experimentados. Para el ejercicio Press Banca (PB), 50 varones experimentados fueron asignados aleatoriamente a uno de cuatro grupos de intervención: rango completo (PB_{3/3}), dos tercios del rango completo (PB_{2/3}), un tercio del rango completo (PB_{1/3}), y grupo control (PB_{CON}), que cesó completamente el entrenamiento. Para el ejercicio sentadilla (ST), 53 varones experimentados fueron asignados igualmente de forma aleatoria a uno de cuatro grupos de intervención: sentadilla completa (ST-C), sentadilla paralela (ST-P), media sentadilla (ST-M) y grupo Control (ST-CON). Los grupos experimentales completaron un programa de entrenamiento de fuerza basado en la velocidad durante 10 semanas utilizando la misma carga relativa (periodización lineal, del 60% al 80% 1RM), y que solo difería en el rango de movimiento entrenado. El ROM individual para cada ejercicio se determinó en la fase de familiarización, y posteriormente se replicó en cada levantamiento durante todas las sesiones de entrenamiento y valoraciones. Las adaptaciones neuromusculares se evaluaron mediante el valor de una repetición máxima (1RM) y la velocidad media propulsiva (VMP) alcanzada ante todas las cargas comunes pre-post, diferenciando a su vez entre cargas inferiores y superiores al 50% 1RM. El rendimiento funcional se evaluó mediante los tests de salto con contramovimiento (CMJ), sprint de 20 m y pruebas de Wingate de 30 s, además, se midió la discapacidad funcional física a través del cuestionario WOMAC, el cual incluía registros de dolor y rigidez. Tanto en el ejercicio de PB como en el de ST las mayores adaptaciones neuromusculares se alcanzaron en los atletas que entrenaron en el rango completo PB_{3/3} y ST-C (TE = 0.52-1.96 y TE = 0.77-2.36, respectivamente). Igualmente, estos grupos también lograron los mayores beneficios en el rendimiento funcional (TE = 0.35-0.85). A medida que disminuyó el ROM de entrenamiento, también fueron menores las adaptaciones neuromusculares y funcionales de los deportistas (PB_{2/3} TE = 0.29-0.78; PB_{1/3} TE = -0.01-0.66; ST-P TE = 0.15-0.56), llegando incluso a no producir ningún tipo de mejora en el caso de la ST-M (ES = -0.11-0.28), que además fue el único grupo que evidenció aumentos significativos en el dolor, la rigidez y la discapacidad funcional física (ES = 1.21-0.87). Las diez semanas de interrupción del entrenamiento que se aplicó en el grupo

Control propició una disminución en todos los parámetros neuromusculares (PB_{CON}: ES = 0.86-0.92; ST-CON: ES = 0.02-1.32), excepto la VMP ante cargas <50% 1RM en el press banca. En base a estos hallazgos, el PB_{3/3} y la ST-C, o al menos la ST-P, se deben tomar como los ejercicios más efectivos para maximizar las adaptaciones neuromusculares y funcionales en deportistas experimentados, en comparación con las variaciones parciales de estos mismos ejercicios. Debemos descartar el entrenamiento continuado a rangos parciales debido a las mejoras tan limitadas que presenta y los incrementos notables que produce en la percepción de dolor y la discapacidad funcional física.

IV. ÍNDICE DE CONTENIDOS

I.	AGRADECIMIENTOS	I
II.	PUBLICACIONES Y DIVULGACIÓN DE LOS RESULTADOS	III
III.	RESUMEN.....	V
	ESTUDIO I: <i>Reproducibilidad y repetibilidad de diferentes dispositivos para la medición de la velocidad de la barra en el entrenamiento de fuerza (Artículo 1)</i>	V
	ESTUDIO II: <i>Efectos del rango de movimiento y la presencia del “sticking región” en la relación carga-velocidad y carga-potencia de los ejercicios press banca y sentadilla (Artículos 2 y 3)</i>	VII
	ESTUDIO III: <i>Efectos del rango de movimiento en los ejercicios de Press Banca y Sentadilla sobre las adaptaciones neuromusculares y funcionales (Artículos 4 y 5)</i>	IX
IV.	ÍNDICE DE CONTENIDOS	XI
1.	INTRODUCCIÓN	3
2.	MARCO TEÓRICO.....	5
	2.1. IMPORTANCIA DE LA FUERZA EN EL RENDIMIENTO DEPORTIVO.....	5
	2.2. HERRAMIENTAS PARA EL CONTROL DE LA VELOCIDAD DE LA BARRA EN EL ENTRENAMIENTO DE FUERZA.	10
	2.3. EFECTOS DEL RANGO DE MOVIMIENTO SOBRE LAS CARACTERÍSTICAS BIOMECAICAS DE LOS PRINCIPALES EJERCICIOS DE FUERZA DEL TREN SUPERIOR E INFERIOR.....	13
	2.4. EFECTOS DEL ENTRENAMIENTO DE FUERZA A DIFERENTES RANGOS DE MOVIMIENTO SOBRE LAS ADAPTACIONES FUNCIONALES Y NEUROMUSCULARES	17
3.	OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN.....	23
4.	HIPÓTESIS	29
5.	ESTUDIO I	32
	5.1. ARTÍCULO 1.....	32
6.	ESTUDIO II	34
	6.1. ARTÍCULO 2.....	34
	6.2. ARTÍCULO 3.....	35
7.	ESTUDIO III.....	38
	7.1. ARTÍCULO 4.....	38
	7.2. ARTÍCULO 5.....	39
8.	CONCLUSIONES	43
9.	APLICACIONES PRÁCTICAS	49
10.	FUTURAS LINEAS DE INVESTIGACIÓN	53

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

Aunque en los últimos 20-25 años se ha avanzado considerablemente en el conocimiento científico relativo a la manipulación de los componentes de la carga que definen el entrenamiento de fuerza y regulan sus adaptaciones (volumen, intensidad y densidad), en la actualidad continúa existiendo un importante vacío de conocimiento sobre los efectos a corto, medio y largo plazo que puede tener, sobre el rendimiento funcional de los deportistas y la prevalencia de lesiones, la correcta elección de los movimientos y ejercicios de fuerza, y más concretamente el rango o la amplitud de movimiento al que se ejecutan.

Para responder estas cuestiones, la presente Tesis Doctoral se ha diseñado en base a tres estudios: dos descriptivos (Estudio I y Estudio II) y uno experimental (Estudio III). El objetivo principal del Estudio I (Artículo 1) fue determinar qué dispositivos, de los que encontramos actualmente en el mercado, presentan unos niveles de validez y precisión suficientes para detectar los cambios sutiles, aunque relevantes desde un punto de vista práctico, que se producen en el rendimiento de los deportistas con el entrenamiento de fuerza a corto, medio y largo plazo. El segundo estudio planteado (Estudio II; Artículos 2 y 3) pretende describir los efectos que tiene la manipulación del rango de movimiento sobre la biomecánica de los principales ejercicios de entrenamiento de fuerza del tren superior e inferior, especialmente sobre la fuerza dinámica máxima absoluta y las curvas carga-velocidad y carga-potencia, para de esta forma poder programar con precisión la intensidad del entrenamiento y cuantificar las adaptaciones que éste produce en el posterior Estudio III. Este último estudio (Artículos 4 y 5) tuvo como objetivo fundamental constatar los efectos que un programa continuado y periodizado de entrenamiento de fuerza en los ejercicios más habituales de fortalecimiento del tren superior e inferior a diferentes rangos de movimiento pueden llegar a producir sobre el rendimiento neuromusculares y funcional de estos atletas. Además, este último estudio permite esclarecer los efectos que puede tener el entrenamiento a diferentes rangos de movimiento sobre la integridad y la salud de las estructuras músculo-esqueléticas implicadas. Para el análisis de los efectos de estos programas de intervención se han elegido protocolos e instrumental de medida del rendimiento neuromuscular y funcional con los mejores indicadores de validez y reproducibilidad reportados en la literatura

internacional hasta la fecha, lo que permitirá detectar, sin equívoco, los posibles efectos y diferencias que genere el rango de movimiento entrenado.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. IMPORTANCIA DE LA FUERZA EN EL RENDIMIENTO DEPORTIVO

Desde un enfoque fisiológico, la fuerza se concibe como la capacidad de generar tensión que tiene la musculatura al contraerse (activarse), mientras que desde un punto de vista puramente físico (mecánica), la fuerza es toda causa capaz de modificar el estado de reposo o de movimiento de un cuerpo, así como la causa capaz de deformar los cuerpos, bien por presión o por estiramiento y se define como el producto de la masa por la aceleración ($F = m \cdot a$), siendo el Newton (N) la unidad de medida internacional.

Desde la perspectiva de la actividad física, existen dos “tipos de fuerzas” que se mantienen en permanente interacción: las internas, que son aquellas que se producen como consecuencia de la activación de los músculos esqueléticos, y las externas, las cuales hacen referencia a la resistencia que ejercen los cuerpos a modificar su estado de reposo o movimiento. Ambos tipos de fuerzas (internas y externas) interaccionan entre si surgiendo de esta manera el concepto de fuerza aplicada (González-Badillo & Gorostiaga, 1995). La fuerza aplicada es la manifestación externa de las fuerzas internas generadas en los músculos o, dicho de otro modo, es el resultado de la contracción muscular sobre el propio peso corporal o cualquier otra resistencia, artefacto o implemento ajeno al sujeto. En este entorno deportivo, es la fuerza aplicada lo que nos interesa medir, puesto que es transcendental saber en qué medida la fuerza que se genera internamente en el músculo repercute en fuerza aplicada sobre las resistencias externas (González-Badillo & Gorostiaga, 1995; González-Badillo & Ribas, 2002). La fuerza aplicada, por lo tanto, depende del tiempo que el sujeto disponga para aplicar la fuerza, o lo que es igual, de la velocidad a la que sea capaz de desplazar la resistencia. Se puede definir por tanto como la manifestación externa de la tensión interna generada en un músculo o grupo de músculos en un tiempo determinado (González-Badillo & Gorostiaga, 1995).

Debido a la estrecha relación que se establece entre la fuerza y el tiempo, o visto de otro modo, entre la fuerza y la velocidad a la que se desplaza una resistencia, es muy útil emplear la curvas fuerza-tiempo o fuerza-velocidad para corroborar cambios en el progreso del rendimiento de un deportista (Izquierdo, 2008). En este sentido, surge un nuevo concepto, la fuerza útil, que se definiría como aquella fuerza que somos capaces

de aplicar a la velocidad en la que se realiza el propio gesto deportivo en cada especialidad (González-Badillo & Gorostiaga, 1995).

A excepción de la halterofilia o el powerlifting, ningún otro deporte requiere al atleta manifestar su fuerza dinámica máxima absoluta, pero si es muy importante conseguir un equilibrio óptimo entre la velocidad y la fuerza que le permita alcanzar la máxima potencia en las propias acciones de cada modalidad deportiva, especialmente en aquellas modalidades conocidas como de “fuerza-rápida” (González-Badillo & Gorostiaga, 1995; González-Badillo & Ribas, 2002; González-Badillo, Sánchez-Medina, Pareja-Blanco, & Rodríguez-Rosell, 2017).

Por otro lado, al conjunto de exigencias mecánicas, biológicas y psicológicas que implica un esfuerzo físico se define como carga de entrenamiento (González-Badillo & Ribas, 2002). Los componentes que condicionan y definen esta carga de entrenamiento son el volumen, la intensidad, la densidad y los ejercicios seleccionados. Cualquier manipulación de alguna de estas variables, aunque el resto se mantenga estable, producirá unas adaptaciones diferentes sobre el desarrollo de las distintas capacidades físicas condicionales del atleta (Pallarés & Izquierdo, 2011).

En este sentido, cuando hablamos del volumen, nos referimos a la medida cuantitativa de la carga, y aunque se expresa de diferentes formas, para el caso concreto del entrenamiento de la fuerza muscular generalmente se utiliza la cantidad total de masa desplazada (kg), el nº de repeticiones realizadas, o incluso el número series completadas. Sin embargo, la intensidad se concibe como el aspecto cualitativo de la carga, es decir, el rendimiento que se le requiere al deportista con respecto a su capacidad máxima, y la literatura científica lo considerada como la principal variable que orienta y condiciona las adaptaciones al entrenamiento (Kraemer, 1988).

Esta intensidad en el entrenamiento de fuerza puede programarse y registrarse mediante diferentes variables. Tradicionalmente se ha programado la intensidad de los ejercicios de fuerza mediante la masa en valor absoluto (p.e., 4 x 9 repeticiones con 90 kg en Sentadilla), sin individualizar en absoluto esta carga en función de las condiciones del atleta. Posteriormente los preparadores físicos comenzaron a entender la importancia de individualizar el grado de esfuerzo para optimizar el tipo de adaptaciones y minimizar el riesgo de sobreentrenamiento. Desde entonces, se ha empleado y recomendado diferentes métodos para el control de la intensidad como el porcentaje de una repetición

máxima (1RM) o el número de repeticiones máximas hasta el fallo muscular(nRM), siendo estos los sistemas más utilizados hasta finales del siglo XX para programar la intensidad del entrenamiento (Mora-Rodríguez, Pallarés, & Ortega, 2019).

El concepto de densidad expresa la relación entre el trabajo o número total de repeticiones realizado y el tiempo empleado para ello. Dado que asumimos y proponemos que cada repetición debería ejecutarse a una velocidad alta o máxima, la densidad estaría determinada principalmente por el tiempo de recuperación entre repeticiones y, sobre todo, entre series (González-Badillo & Ribas, 2002). Lógicamente, cuanto mayor sea la densidad del entrenamiento, mayor será también la carga del mismo en términos globales.

Además del volumen, la intensidad y la densidad, el otro componente de la carga que va a modificar y orientar sustancialmente las adaptaciones de fuerza es el tipo de ejercicio que se ejecuta. Según su proximidad con el gesto técnico de competición proponen tres tipos de ejercicios (González-Badillo & Ribas, 2002):

- Ejercicios de competición: se trata de esfuerzos con el mismo gesto técnico de competición, intensidad similar (%1RM), misma velocidad de contracción, etc. (ej. entrenamiento específico a velocidad de competición o muy similar).
- Ejercicios específicos: son aquellos que se ejecutan con el propio gesto técnico de competición, pero aumentando ligeramente la resistencia (5%-20%) sin llegar a distorsionar la técnica ni provocar la aparición de lesiones (ej. palas, aletas, gomas o polea en nado; arrastres, paracaídas, para la carrera; manipulación del desarrollo, perfil o cadencia para pedaleo).
- Ejercicios no específicos pero útiles: son aquellos que generan movimientos de grandes cadenas cinéticas involucrando los grupos musculares que participan del gesto técnico de competición, pero con patrones de movimiento alejados de este gesto (ej. cargada, sentadilla completa, press banca, press hombro, dominada, segundo de triple).

En este sentido, llevar a un deportista a la sala de musculación para realizar ejercicios no específicos pero útiles únicamente se justifica ya que es imposible mejorar la fuerza dinámica máxima absoluta y la fuerza explosiva ante cargas medias-altas con ejercicios específicos (Pallarés et al., 2016).

En general, los entrenadores deben de priorizar el entrenamiento de movimientos, no de grupos musculares concretos. Por lo tanto, en una rutina de entrenamiento se seleccionarán aquellos ejercicios globales que implican a varias articulaciones y grupos musculares (i.e., cargada, dominada, sentadilla, press banca), frente a los localizados (curl de bíceps, tríceps braquial, etc.). Salvo en determinados contextos, se desaconseja la inclusión en la rutina de entrenamiento de ejercicios monoarticulares para entrenar músculos concretos, ya que esos músculos van a entrenarse al ser agonistas o sinergistas en otros movimientos de ejercicios más globales (Pallarés et al., 2016).

El control que tradicionalmente se ha establecido sobre la intensidad, en su momento mejoró considerablemente la calidad del entrenamiento y permitió un mayor control sobre las adaptaciones que induce el entrenamiento de fuerza, pero aun así, estos métodos continúan presentando grandes desventajas como: i) la necesidad de completar un test 1RM o nRM regularmente en cada ejercicio para individualizar la intensidad, ii) realizar series de esfuerzo hasta el fallo muscular para poder constatar las adaptaciones y programar individualmente las cargas, o iii) la imposibilidad de ajustar inmediatamente la intensidad del esfuerzo en función de los procesos de recuperación o fatiga que estén aconteciendo en el deportista en cada momento.

Para poder definir este valor es necesario conocer el 1RM de cada atleta y en cada ejercicio. Tradicionalmente para ello se han empleado los test de 1RM o nRM con todas las contraindicaciones que estos generan. Por lo tanto, en casi la totalidad de los estudios que implementan esta metodología, el entrenamiento que se programa no coincide con el que realmente se ejecuta, ya que no existe un control exhaustivo de la intensidad real, lo que provoca un desconocimiento respecto a la relación causa-efecto en el análisis del rendimiento. Todo ello ha obstaculizado en gran medida la progresión en el conocimiento científico del entrenamiento de fuerza (González-Badillo, Sánchez-Medina, et al., 2017; Pareja-Blanco, Sánchez-Medina, Suárez-Arrones, & González-Badillo, 2017).

Por lo tanto, parece evidente que es necesario encontrar métodos y sistemas más eficaces para controlar la carga durante el entrenamiento de fuerza. En la última década ha surgido nuevos sistemas de monitorización de la intensidad y la fatiga durante el entrenamiento a partir de la velocidad de ejecución (González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010), lo que ha dado lugar a lo que hoy día conocemos como el entrenamiento de fuerza basado en la velocidad, o en su terminología anglosajona “velocity-based

resistance training” (VBRT). Aunque se conocía ya esta relación que existe entre la velocidad y la fuerza hace ya casi un siglo (Hill, 1938), esta no se había implementado para tener un control sobre la intensidad durante el entrenamiento de fuerza con cargas externas. La implantación de este novedoso sistema ha facilitado en gran medida que se pueda establecer, con gran precisión, con qué porcentaje de 1RM está utilizando un sujeto nada más realizar la primera repetición de una serie con una carga a la máxima velocidad posible, solucionando de esta forma los inconvenientes ocasionados para determinar la intensidad a través de los métodos utilizados tradicionalmente (Mora-Rodríguez et al., 2019). EL VBRT además, presenta grandes ventajas muy prácticas como es estimar, sin apenas error, los cambios que ocurren en la fuerza dinámica máxima absoluta de forma individualizada durante el programa de entrenamiento sin la necesidad de realizar el test 1RM o nRM (González-Badillo, Sánchez-Medina, et al., 2017).

Por otro lado, para una definición más completa del estímulo que representa el entrenamiento de fuerza, habría que añadir a la intensidad la fatiga total incurrida durante cada serie y sesión de entrenamiento. El profesor González-Badillo diseñó, ya durante los años 80, un sistema que permitía regular el grado de esfuerzo o carácter del esfuerzo alcanzado en cada serie de entrenamiento (González-Badillo, Sánchez-Medina, et al., 2017), evitando que, por defecto, se tuviese que alcanzar en todas las series de entrenamiento la repetición del fallo muscular (González-Badillo & Gorostiaga, 1995; González-Badillo & Ribas, 2002; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011). Siguiendo esta corriente metodológica, estudios recientes de la última década han demostrado que el entrenamiento de fuerza, sin llegar a completar todas las repeticiones posibles en cada serie de repeticiones, es la mejor estrategia para conseguir adaptaciones neuromusculares, morfológicas y funcionales positivas (Folland, Irish, Roberts, Tarr, & Jones, 2002; Izquierdo-Gabarren et al., 2010; Pallarés, García-Fernández, Sánchez-Medina, & Izquierdo, 2010; Pallarés, Sánchez-Medina, Carrasco, Díaz, & Izquierdo, 2009; Sanborn et al., 2000), al tiempo que se reducen notablemente los tiempos de recuperación entre sesiones de entrenamiento (Morán-Navarro, Pérez, et al., 2017; Pallarés & Izquierdo, 2011; Pareja-Blanco, Rodríguez-Rosell, & González-Badillo, 2019; Pareja-Blanco, Sánchez-Medina, et al., 2017; Sánchez-Moreno, Rodríguez-Rosell, Pareja-Blanco, Mora-Custodio, & González-Badillo, 2017).

A raíz de estos nuevos estudios surgen diferentes metodologías para controlar el grado de esfuerzo a través de la velocidad: i) establecer el final de la serie de repeticiones

registrando el % de pérdida de velocidad (Pareja-Blanco, Rodríguez-Rosell, et al., 2019; Pareja-Blanco, Sánchez-Medina, et al., 2017; Pareja-Blanco, Villalba-Fernández, Cornejo-Daza, Sánchez-Valdepeñas, & González-Badillo, 2019), ii) establecer el final de la serie de repeticiones fijando una velocidad de parada en valor absoluto (Morán-Navarro, Martínez-Cava, et al., 2017), o iii) establecer el final de la serie de repeticiones según el índice de esfuerzo (producto de la mejor velocidad de la primera serie de entrenamiento por el promedio de pérdida de velocidad de las series de entrenamiento) (González-Badillo, Yañez-García, Mora-Custodio, & Rodríguez-Rosell, 2017), todas estas metodologías vanguardistas van a permitir al preparador o al investigador orientar con mayor precisión la fatiga que desea inducir en el atleta, y de esta forma alcanzar los objetivos neuromusculares y funcionales marcados.

2.2. HERRAMIENTAS PARA EL CONTROL DE LA VELOCIDAD DE LA BARRA EN EL ENTRENAMIENTO DE FUERZA.

Los científicos y entrenadores están presenciando en los últimos años un tremendo crecimiento en la popularidad del entrenamiento de fuerza basado en la velocidad (VBRT) (González-Badillo, Rodríguez-Rosell, Sánchez-Medina, Gorostiaga, & Pareja-Blanco, 2014; González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011). Tras el primer artículo publicado sobre esta temática en el año 2010 (González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010) se ha observado un incremento exponencial del número de investigaciones que exploran las posibilidades y bondades de la monitorización de la velocidad de movimiento durante el entrenamiento de fuerza (González-Badillo et al., 2014; González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010; Morán-Navarro, Pérez, et al., 2017; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011).

Este tipo de metodología requiere del uso de tecnologías y dispositivos muy concretas (González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010; Morán-Navarro, Martínez-Cava, et al., 2017; Pareja-Blanco, Rodríguez-Rosell, et al., 2017; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011; Sánchez-Medina, González-Badillo, Pérez, & Pallarés, 2014; Sánchez-Medina, Pallarés, Pérez, Morán-Navarro, & González-Badillo, 2017; Sánchez-Medina, Perez, Gonzalez-Badillo, & González-Badillo, 2010). Como se ha descrito anteriormente, este enfoque, permite al usuario estimar indicadores clave de rendimiento en el entrenamiento de fuerza, como la intensidad de la carga, la fuerza dinámica máxima

(1RM), el nivel de esfuerzo y la fatiga neuromuscular incurrida durante un estímulo de entrenamiento (González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010; Kraemer & Ratamess, 2004; Sánchez-Medina et al., 2014, 2017). Sin embargo, estas aplicaciones prácticas son especialmente dependientes del grado real de confiabilidad exhibido por las diferentes tecnologías y los dispositivos concretos que se usan actualmente para medir la velocidad de la barra (Pérez-Castilla, Piepoli, Delgado-García, Garrido-Blanca, & García-Ramos, 2019).

En este sentido, estudios recientes han evidenciado que pequeños cambios en la velocidad de levantamiento ante determinadas cargas comunes (Pretest vs. Posttest) se acompañan irremediablemente de mejoras críticas en el rendimiento neuromuscular y funcional de atletas entrenados. Así, por ejemplo, un incremento en la velocidad media concéntrica de solo 0.07 a 0.10 m·s⁻¹ se asocia con mejoras de ~5% de 1RM en los principales ejercicios de fuerza, como el press de banca (PB), la sentadilla completa (ST-C) y el dorsal remo (DR) (González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010; Pareja-Blanco, Rodríguez-Rosell, Sánchez-Medina, Gorostiaga, & González-Badillo, 2014; Sánchez-Medina et al., 2017). Por lo tanto, para implementar con éxito una intervención, es imperativo usar tecnologías lo suficientemente precisas y reproducibles para medir la velocidad de la barra (Hopkins, 2000).

Una de las primeras tecnologías comercializadas para medir la velocidad durante el entrenamiento de fuerza fue el transductor lineal de posición, un dispositivo electromecánico que calcula la velocidad a partir del tiempo y los datos de posición de un cable de alambre retráctil unido a la barra que se mueve hacia arriba y hacia abajo a medida que el atleta ejecuta una repetición (Garnacho-Castaño, López-Lastra, & Maté-Muñoz, 2015; Izquierdo, Ibáñez, González-Badillo, & Gorostiaga, 2002). En el mercado también encontramos transductores de velocidad lineal que proporcionan resultados de velocidad directa por medio de un tacómetro de precisión (González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011). Más recientemente, han surgido una variedad de nuevos dispositivos que utilizan tecnologías como teléfonos móviles inteligentes (Balsalobre-Fernández et al., 2017), acelerómetros (Balsalobre-Fernández, Kuzdub, Poveda-Ortiz, & Campo-Vecino, 2016), o cámaras optoelectrónicas infrarrojas inalámbricas (García-Ramos, Pérez-Castilla, & Martín, 2018; Pérez-Castilla et al., 2019). Gracias a este desarrollo tecnológico, el VBRT es un sistema cada vez más accesible para entrenadores y científicos del deporte. Sin embargo, a pesar del aumento

en la cantidad de las herramientas disponibles para monitorizar la velocidad de la barra, todavía existen serias preocupaciones acerca de la reproducibilidad de los resultados de velocidad proporcionados por una variedad tan amplia de tecnologías. Para conocimiento de los autores, no hay hasta la fecha información disponible sobre los errores técnicos inherentes a esta medida, ni tampoco el cambio mínimo detectable asociado a cada uno de los dispositivos disponibles en el mercado (Beckerman et al., 2001). Por consiguiente, es necesario cuestionarse la evidencia actual sobre la sensibilidad y reproducibilidad de estos dispositivos para su uso en este nuevo paradigma del VBRT.

Algunos estudios recientes sí han tratado de analizar la validez de las algunas de estas tecnologías emergentes para la monitorización de la velocidad de la barra en ejercicios de fuerza (Balsalobre-Fernández et al., 2017; Balsalobre-Fernández, Marchante, Muñoz-López, & Jiménez, 2018; Banyard, Nosaka, Sato, & Haff, 2017; García-Ramos et al., 2018). Para este propósito, es frecuente analizar el grado de acuerdo entre un nuevo dispositivo que se pretende validar y un dispositivo que se toma como referencia o criterio. Sin embargo, para este objetivo, tres aspectos metodológicos requieren una especial atención. Primero, el dispositivo de referencia debe haber demostrado ser preciso, de lo contrario no va a poder identificar los cambios reales que se producen debido a cualquier tratamiento o intervención del entrenamiento (Hopkins, 2000). En segundo lugar, el coeficiente de correlación de Pearson a menudo se emplea de manera inadecuada como medida de acuerdo entre pares de datos de dos dispositivos (Balsalobre-Fernández et al., 2017, 2018; Banyard et al., 2017; García-Ramos et al., 2018). Lo que es necesario establecer es si los pares de datos se ajustan a una línea de igualdad (es decir, a 45° a través de la línea de origen) ya que las lecturas de dos dispositivos pueden estar altamente correlacionadas, y aun así incurrir en un error sistemático entre las mediciones (Lin, Hedayat, Sinha, & Yang, 2002; Sánchez-Pay et al., 2019). En tercer lugar, los criterios de aceptación han de ser estrictos y deben definirse previamente en función de los objetivos clínicos, lo que permitirá garantizar que no se exceda el error técnico inherente (Giavarina, 2015). Por lo tanto, antes de evaluar la validez, primero debe establecerse la fiabilidad, ya que un dispositivo no fiable no puede considerarse válido. Esta fiabilidad debe analizarse en dos circunstancias: reproducibilidad (es decir, la variación observada en las mediciones obtenidas de un sujeto dado cuando se usan simultáneamente dos o más métodos o dispositivos diferentes) y repetibilidad (es decir, la variación observada en mediciones repetidas o ensayos

realizados en el mismo sujeto bajo condiciones idénticas, medido por el mismo dispositivo) (Bartlett & Frost, 2008). Este enfoque nos permitiría identificar los errores asociados a cada una de las tecnologías actuales empleadas para la monitorización de la velocidad, y de esta forma cuantificar objetivamente el acuerdo entre mediciones.

Sin embargo, faltan estudios que hayan evaluado la velocidad de la barra simultáneamente por una variedad de dispositivos en varias observaciones o ensayos repetidos durante la realización de ejercicios de entrenamiento de fuerza reales. Esta información representa una prioridad de investigación que necesita ser clarificada para determinar la validez de un dispositivo concreto, y, por lo tanto, ser capaz de garantizar su idoneidad para monitorizar las adaptaciones producidas durante una intervención del entrenamiento de fuerza basado en la velocidad.

2.3. EFECTOS DEL RANGO DE MOVIMIENTO SOBRE LAS CARACTERÍSTICAS BIOMECAICAS DE LOS PRINCIPALES EJERCICIOS DE FUERZA DEL TREN SUPERIOR E INFERIOR

El press de banca (PB) y la sentadilla (ST) son los ejercicios más populares utilizados para fortalecer la musculatura del tren superior e inferior del cuerpo, proteger contra lesiones y mejorar el rendimiento deportivo (Hartmann, Wirth, & Klusemann, 2013). Por su parte, el PB involucra principalmente el pectoral, los hombros y los brazos (Kompf & Arandjelović, 2017; Sánchez-Medina et al., 2014, 2010). Recientes artículos han definido la correcta ejecución técnica del ejercicio, tumbado decúbito supino, se inicia el movimiento con el sujeto sosteniendo la barra con ambas manos, brazos extendidos y codos bloqueados. La barra se baja hasta el pecho y luego se empuja contra la dirección de la gravedad hasta la extensión completa de los codos (Gomo & Van Den Tillaar, 2016). El PB ha demostrado ser un ejercicio seguro y efectivo cuando se realiza con la técnica correcta, cargas adecuadas y siguiendo una progresión de aprendizaje conveniente (Kompf & Arandjelović, 2017; Sánchez-Medina et al., 2014, 2010). Varios estudios han encontrado que los aumentos de fuerza en del tren superior del cuerpo después del entrenamiento de PB continuado se transfieren positivamente al rendimiento deportivo en acciones de corta duración que exigen la máxima activación neuromuscular de la parte superior del cuerpo (González-Badillo et al., 2014; Ortega-Becerra, Pareja-Blanco, Jiménez-Reyes, Cuadrado-Peñafiel, & González-Badillo, 2018; Pallarés, López-Gullón, Muriel, Díaz, & Izquierdo, 2011). Además, otros estudios, han registrado

adaptaciones funcionales y específicas del rendimiento en atletas de media a larga distancia (por ejemplo, remo, natación o piragüismo) después del entrenamiento de fuerza con el ejercicio PB como parte de la rutina (Izquierdo-Gabarren et al., 2010; Nevin et al., 2018; Pallarés et al., 2009).

En el caso de la sentadilla, se trata de un ejercicio de cadena cinética cerrada (Escamilla et al., 1998) que involucra a los músculos de mayor tamaño y capacidad de generar tensión del cuerpo (cuádriceps, isquiotibiales, glúteo mayor, tríceps sural, erector de la columna, etc.) y exige un movimiento poliarticular coordinado (columna, cadera, rodilla y tobillo) (Gullett, Tillman, Gutierrez, & Chow, 2009; Robertson, Wilson, & St. Pierre, 2008; Schoenfeld, 2010). Del mismo modo, cuando se realiza con la técnica correcta, cargas adecuadas y siguiendo una progresión de aprendizaje conveniente, la sentadilla ha demostrado ser un ejercicio seguro para el sistema musculoesquelético (Chandler et al., 1989; Hartmann et al., 2013; Panariello, Backus, & Parker, 1994; Robertson et al., 2008). En las últimas tres décadas, numerosas publicaciones han encontrado que los aumentos de fuerza en el tren inferior tras un programa de entrenamiento de sentadillas se transfieren positivamente al rendimiento deportivo en acciones de corta duración que exigen la activación neuromuscular máxima, como correr y saltar verticalmente (Hartmann et al., 2012; Rønnestad, Kojedal, Losnegard, Kvamme, & Raastad, 2012; Seitz, Reyes, Tran, de Villarreal, & Haff, 2014; Wirth et al., 2016). Estudios recientes también han observado mayores mejoras funcionales y específicas del rendimiento en atletas de media a larga distancia (por ejemplo, remo, esquí de fondo, ciclismo, carrera o piragüismo) que realizaron entrenamiento de fuerza simultáneamente con el entrenamiento de resistencia, siendo la sentadilla el ejercicio principal en estas rutinas de entrenamiento (Rønnestad, Hansen, Hollan, & Ellefsen, 2015; Rønnestad & Mujika, 2014).

Las variaciones en el rango de movimiento de la fase concéntrica tanto de la ST como del PB influyen en varios factores biomecánicos que están relacionados con la especificidad del patrón de movimiento y pueden afectar el desarrollo de la fuerza, el desarrollo de la tasa de fuerza, la activación y la sincronización de las unidades motoras (Mookerjee & Ratamess, 1999) y además en el caso concreto de la ST en la estabilidad de las articulaciones dinámicas (Rhea, Kenn, Peterson, & Massey, 2016). Específicamente, durante los levantamientos ante cargas casi máximas (> 80% 1RM) hay un instante en el que el movimiento ascendente de la barra se desacelera o incluso se

detiene por completo por un corto tiempo (Kompf & Arandjelović, 2017; Król, Golas, & Sobota, 2010; McLaughlin & Madsen, 1984; van den Tillaar & Ettema, 2010). Durante este período la fuerza de empuje es menor que la gravedad, lo que lleva a una desaceleración de la barra (van den Tillaar & Ettema, 2010) se conoce comúnmente como "sticking point" (Lander, Bates, Sawhill, & Hamill, 1985) o "*sticking region*" (Elliott, Wilson, & Kerr, 1989). Se cree que esta zona coincide con una posición de fuerza mecánica deficiente, donde las longitudes y el momento de los brazos de los músculos involucrados son tales que su capacidad para ejercer fuerza se reduce (McLaughlin & Madsen, 1984; van den Tillaar, Saeterbakken, & Ettema, 2012).

La elección del rango óptimo para los ejercicios de fuerza ha sido objeto de debate y controversia desde la década de 1980, especialmente con respecto al ejercicio de sentadilla (Bloomquist et al., 2013; Escamilla, Fleisig, Lowry, Barrentine, & Andrews, 2001; Hartmann et al., 2013; Rhea et al., 2016). Algunos autores sostienen que, para maximizar las adaptaciones funcionales del atleta, este ejercicio debe realizarse dentro de un rango limitado, ya que es en estos ángulos reducidos donde se produce la mayor fuerza máxima durante todo el recorrido de la rodilla (Sullivan, Knowlton, DeVita, & Brown, 1996), o simplemente porque estos ángulos específicos se corresponden con los ángulos de rodilla, tobillo y cadera del propio movimiento técnico del atleta (generalmente correr o saltar) (Rhea et al., 2016; Zatsiorsky & Kraemer, 2006). Otros autores también recomiendan utilizar sentadillas en rangos limitados debido a la creencia de que el entrenamiento continuo en sentadillas completas puede aumentar las probabilidades de desarrollar lesiones musculares y tendinosas, especialmente en la rodilla (Escamilla, MacLeod, Wilk, Paulos, & Andrews, 2012). En contraposición, varios estudios recientes, incompletos y metodológicamente cuestionables, sugieren que las intervenciones de entrenamiento prolongadas que involucran el ejercicio ST realizado a mayores profundidades maximizan el rendimiento neuromuscular y funcional de atletas entrenados (Bloomquist et al., 2013; Drinkwater, Galna, Mckenna, Hunt, & Pyne, 2007; Hartmann et al., 2012; Weiss, Fry, Wood, Relyea, & Melton, 2000) e incluso pueden minimizar el riesgo de lesiones (Hartmann et al., 2013) en comparación con los programas de entrenamiento en los que la ST se realiza en rangos parciales.

Igualmente ocurre en el ejercicio PB la mayoría de los estudios previos han empleado un rango de movimiento completo en la fase concéntrica del levantamiento para maximizar las ganancias en el rendimiento funcional de la parte superior del cuerpo

(Gavanda, Geisler, Quittmann, & Schiffer, 2018; Granados, Izquierdo, Ibáñez, Ruesta, & Gorostiaga, 2008; Pallarés et al., 2009). Sin embargo, algunos autores registraron ganancias de fuerza similares (Massey, Vincent, Maneval, Moore, & Johnson, 2004) o incluso mayores (Mookerjee & Ratamess, 1999) cuando entrenaron en rangos parciales. Estos resultados controvertidos se han atribuido al hecho de que rangos parciales de movimiento nos permiten levantar cargas más pesadas. Como no se ha encontrado ninguna otra explicación sobre los mecanismos fisiológicos que relacionan la reducción del rango de movimiento con ganancias de fuerza adicionales, es necesario promover nuevos estudios que traten de explicar esta relación (Mookerjee & Ratamess, 1999).

En este sentido, para nuestro conocimiento, no existen investigaciones recientes en las que se haya aplicado las novedosas técnicas del entrenamiento de fuerza basado en la velocidad para cuantificar los efectos del entrenamiento en diferentes rangos de movimiento de los principales ejercicios del entrenamiento de fuerza. Como ya se ha descrito en apartados anteriores, la evidencia respalda que el VBRT es un método válido, confiable y altamente sensible para: (1) determinar la fuerza máxima de un atleta sin la necesidad de realizar una repetición máxima (1RM) o el número máximo de repeticiones hasta llegar al fallo muscular (nRM) (González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010); (2) determinar el % 1RM que se está utilizando desde la primera repetición realizada a la máxima velocidad voluntaria para una carga dada (González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010); (3) estimar la producción de potencia muscular (Sánchez-Medina et al., 2014); y (4) cuantificar la fatiga neuromuscular inducida por el ejercicio de fuerza utilizando un método no invasivo y objetivo (González-Badillo, Marques, & Sánchez-Medina, 2011; Morán-Navarro, Martínez-Cava, et al., 2017; Morán-Navarro, Pérez, et al., 2017; Pareja-Blanco, Rodríguez-Rosell, et al., 2017).

En este contexto, una de las principales incógnitas que quedan por resolver es si la modificación del rango de movimiento en un mismo ejercicio puede alterar sustancialmente la biomecánica del movimiento, especialmente por la incidencia del “*sticking region*”.

Para identificar este fenómeno, se puede detectar utilizando métodos basados en la velocidad (es decir, la curva de velocidad-tiempo), entre la primera velocidad máxima de la barra y su primer mínimo local posterior (Elliott et al., 1989; van den Tillaar et al., 2012). Estudios previos han establecido una curva de velocidad-tiempo en diferentes

ejercicios usando el enfoque VBRT (Sánchez-Medina et al., 2014; Van Den Tillaar & Ettema, 2013; van den Tillaar et al., 2012). Sin embargo, no hay información disponible sobre la relación que existe entre la curva velocidad y tiempo en rangos completos en comparación con diferentes rangos parciales.

2.4. EFECTOS DEL ENTRENAMIENTO DE FUERZA A DIFERENTES RANGOS DE MOVIMIENTO SOBRE LAS ADAPTACIONES FUNCIONALES Y NEUROMUSCULARES

La elección del rango de movimiento más efectivo para producir adaptaciones neuromusculares específicas después de un programa de entrenamiento de fuerza ha sido tema de debate y controversia durante las últimas décadas (Bloomquist et al., 2013; Hartmann et al., 2012; Massey, Vincent, Maneval, & Johnson, 2005; Massey et al., 2004; Rhea et al., 2016). Además de los ejercicios convencionales de rango completo, algunos autores consideran beneficioso el entrenamiento en rangos de movimiento parcial, ya que permite levantar cargas más altas, disminuye la inhibición neural, aumenta la fuerza instantánea producida y mejora la coordinación de los músculos primarios y estabilizadores (Clark et al., 2008; Massey et al., 2005, 2004; Mookerjee & Ratamess, 1999). Principalmente debido al hecho de que los rangos más cortos permiten levantar más peso, esta estrategia es comúnmente utilizada por los atletas de powerlifting en el entrenamiento y la competición (García-Ramos et al., 2018; Gomo & Van Den Tillaar, 2016).

Tradicionalmente se ha recomendado entrenar en un rango parcial en este ejercicio <90° de flexión de la rodilla (ST-M y cuarto de sentadilla) fundamentándose en el principio de especificidad del entrenamiento para deportes como correr o saltar (Rhea et al., 2016; Wilson, 1998; Young, Benton, Duthie, & Pryor, 2001; Zatsiorsky & Kraemer, 2006). Además, se ha sugerido que el entrenamiento a mayores profundidades (ST-P y ST-C) aumenta las lesiones musculares y tendinosas, especialmente en la rodilla (Escamilla et al., 2001). Sin embargo, al contrario de estas creencias comunes, estudios recientes proponen que las intervenciones de entrenamiento de fuerza prolongadas que involucran ST-P o ST-C maximizan el rendimiento neuromuscular y funcional en principiantes (Bloomquist et al., 2013) y atletas entrenados (Hartmann et al., 2012), e incluso minimizan el riesgo de lesiones en los tejidos pasivos en comparación con rangos más cortos (Hartmann et al., 2013).

Solo dos estudios han examinado los efectos del entrenamiento a diferentes profundidades de ST sobre la fuerza y el rendimiento funcional en atletas bien entrenados y experimentados (Hartmann et al., 2012; Rhea et al., 2016). En ambos estudios, la fuerza máxima, la altura de salto y el rendimiento del sprint se evaluaron después de un programa de entrenamiento periodizado (usando cargas de 10 RM a 2 RM durante 10-16 semanas) en grupos de entrenamiento a diferentes profundidades de sentadilla. Los resultados confirmaron mayores ganancias en la fuerza máxima en la variación específica de sentadillas utilizada en el entrenamiento, en comparación con los otros rangos (Hartmann et al., 2012; Rhea et al., 2016). Sin embargo, los efectos sobre el rendimiento funcional reportados en estos estudios son claramente contradictorios. Mientras que Rhea et al. (2016) describió mayores adaptaciones funcionales (es decir, salto y sprint de 40 yardas) en el grupo de cuarto de sentadilla, Hartmann et al. (2012) solo encontraron adaptaciones positivas en el salto SJ y el salto de contramovimiento CMJ después del entrenamiento en el grupo ST-C. Esta controversia se complica aún más por las diferencias metodológicas existentes entre ambos estudios. Solo Hartmann et al. (2012) incluyó un grupo control que no realizó ningún tipo de entrenamiento de fuerza (es decir, diseño de ECA). Además, Rhea et al. (2016) solicitaron que los participantes completaran la rutina de entrenamiento con ejercicios de fuerza adicionales diferentes a la sentadilla, sin ningún control del rango en estos, lo que probablemente puede influir en los cambios observados en las variables dependientes de estudio. En ambas investigaciones, los participantes levantaron cargas de hasta el 95% de su máximo (1RM), alcanzando el fallo muscular en cada sesión (Rhea et al., 2016) e incluso realizaron repeticiones forzadas (Hartmann et al., 2012). Estos procedimientos contradicen de alguna manera los hallazgos recientes que mostraron que el entrenamiento contra cargas muy altas (> 85% 1RM) y alcanzar el fallo muscular, tiene un impacto negativo en el rendimiento funcional de los atletas (Izquierdo-Gabarren et al., 2010; Morán-Navarro, Pérez, et al., 2017; Pareja-Blanco, Sánchez-Medina, et al., 2017). Además, ni el estudio de Rhea et al. (2016) ni el de Hartmann et al. (2012) pudieron verificar los efectos sobre la relación carga-velocidad del entrenamiento a diferentes profundidades en ST (p. Ej., cargas ligeras VS pesadas) o en su rendimiento cardiorrespiratorio. Por lo tanto, parece que estos resultados contradictorios y la falta de evidencia sólida requieren una mayor investigación en un ensayo controlado aleatorio cuidadosamente diseñado.

Referente al PB solo tres estudios han examinado los efectos del entrenamiento en diferentes rangos en el ejercicio de PB después de una intervención de un programa de fuerza (Clark, Humphries, Hohmann, & Bryant, 2011; Massey et al., 2005, 2004). Massey y col. (Massey et al., 2005, 2004) evaluaron la fuerza dinámica máxima (1RM) después de 10 semanas de entrenamiento en tres grupos, solo modificando el rango entrenado (completo, parcial y una combinación de ambos). Sin embargo, estos dos estudios mostraron resultados contradictorios (Massey et al., 2005, 2004). Mientras que el primero no encontró diferencias en las mejoras de 1RM entre grupos, el segundo informó mayores mejoras (+ 12.0% 1RM) en el grupo que entrenó en rango completo. Por su parte, Clark et al. (2011) encontraron que una combinación de diferentes rangos de movimiento en la misma sesión de entrenamiento aumentó las mejoras de fuerza en comparación con entrenar solo en el rango completo tanto en variables isocinéticas como isométricas. Estos resultados controvertidos podrían explicarse por algunos aspectos metodológicos cuestionables, como la ausencia de un grupo de control, la única evaluación del parámetro 1RM en lugar de todo el espectro de carga-velocidad, así como el uso de porcentajes de 1RM (% 1RM) en lugar de un método basado en la velocidad para programar y controlar la intervención (Kraemer & Ratamess, 2004)

OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

3. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

Ante esta problemática, el objetivo de esta Tesis Doctoral es múltiple, y se plantea en seis estudios diferentes y complementarios:

En una primera investigación (Estudio I: Artículo 1), de carácter descriptivo, el objetivo es analizar y comparar el grado de acuerdo entre las diferentes tecnologías comercializadas actualmente para el registro de la velocidad de la barra, y así establecer el dispositivo más confiable en función de la reproducibilidad (acuerdo intra e inter-dispositivos para una repetición determinada) y los criterios de repetibilidad (variación biológica entre repeticiones).

Una vez demostrado cuál es el dispositivo que mejor se ajusta a nuestras necesidades, lo tomaremos como “*gold-standard*” o patrón de referencia y será el empleado para registrar las posibles diferencias biomecánicas que el rango de movimiento genera en los principales ejercicios isoinerciales de fuerza (Estudio II: Artículos 2 y 3) también de carácter descriptivo. Habiendo obtenido los algoritmos de predicción de la intensidad (% 1RM) en función de la velocidad a la que se desplazan las cargas en cada ejercicio y rango de movimiento, el objetivo del Estudios III (Artículos 4 y 5), experimentales ambos, consistirá en analizar los diferentes efectos adaptativos que puede tener medio y largo plazo el entrenamiento periodizado a diferentes rangos de movimiento en el tren superior e inferior sobre distintas variables relacionadas con el rendimiento neuromuscular y funcional.

Estos objetivos generales se presentan a continuación de manera más concreta.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS ESTUDIO I

- i. Analizar y comparar la reproducibilidad o grado de acuerdo intra-dispositivo entre algunas de las diferentes tecnologías más empleadas actualmente para la monitorización de la velocidad de la barra y así establecer el dispositivo más confiable o de referencia (Artículo 1).
- ii. Una vez conocido el dispositivo de referencia, determinar el error técnico inherente a cada tecnología mediante el estudio de reproducibilidad o grado de

acuerdo inter-dispositivo en todo el espectro de velocidades que se manifiestan en los principales ejercicios de fuerza isoinerciales (Artículo 1).

- iii. Establecer y cuantificar la reproducibilidad biológica o repetibilidad en todo el espectro de velocidades que se manifiestan en los principales ejercicios de fuerza isoinerciales (Artículo 1).

OBJETIVOS ESPECÍFICOS ESTUDIO II

- i. Cuantificar los efectos del rango de movimiento sobre la fuerza dinámica máxima absoluta o 1 repetición máxima en los ejercicios de press banca y sentadilla (Artículos 2 y 3).
- ii. Describir los efectos del rango de movimiento sobre las curvas carga-velocidad y carga-potencia en los ejercicios de press banca y sentadilla (Artículos 2 y 3).
- iii. Formular las ecuaciones de predicción necesarias para estimar la magnitud de la carga (% 1RM) en función de la velocidad de desplazamiento para los distintos rangos de movimiento en ambos ejercicios (Artículos 2 y 3).
- iv. Conocer los efectos del rango de movimiento sobre la presencia de la fase propulsiva y de frenado durante el levantamiento de estos ejercicios de fuerza (Artículos 2 y 3)
- v. Identificar la presencia total o parcial del *sticking region* y sus consecuencias para cada rango de movimiento y ejercicio (Artículos 2 y 3).

OBJETIVOS ESPECÍFICOS ESTUDIO III

- i. Conocer los efectos que el entrenamiento de fuerza prolongado en los ejercicios más habituales del tren superior e inferior a diferentes rangos de movimiento, genera sobre las adaptaciones neuromusculares del individuo: fuerza dinámica máxima absoluta, fuerza dinámica máxima relativa, así como la fuerza aplicada ante cargas bajas, medias y altas (Artículos 4 y 5).

- ii. Conocer los efectos que el entrenamiento de fuerza a diferentes rangos de movimiento sobre las adaptaciones funcionales del individuo: capacidad de salto, capacidad de aceleración, capacidad y potencia anaeróbica (Artículo 5).
- iii. Estudiar los efectos del entrenamiento de fuerza a distintos rangos de movimiento sobre la salud articular, la incidencia de lesiones y la aparición de molestias asociadas al entrenamiento de fuerza (Artículo 5).

HIPÓTESIS

4. HIPÓTESIS

En base a las escasas evidencias científicas que existen hasta la fecha, así como con la propia experiencia personal, se plantean a continuación las hipótesis del estudio.

- 1.** Tecnologías con un elevado coste como los transductores lineales de velocidad y los sistemas de análisis de cámaras 3D son tecnologías que presentan elevados niveles de reproducibilidad.
- 2.** Existe actualmente en el mercado una amplia gama de dispositivos como transductores lineales de posición y cámaras optoelectrónicas con un coste económico moderado y un error técnico asociado limitado que podrían ser recomendados para la valoración de la fuerza muscular a través de la velocidad. Por el contrario, otras tecnologías más económicas como los acelerómetros o las aplicaciones para teléfonos inteligentes tienen asociados un elevado error técnico de medida y no deben recomendarse para el registro de la velocidad de la barra.
- 3.** La variabilidad biológica (repetibilidad intra-sujeto) del entrenamiento y valoración de la fuerza basado en la velocidad es extremadamente reducida, mostrándose por tanto como una técnica capaz de detectar pequeños cambios, pero relevantes, del rendimiento neuromuscular tras cualquier tipo de intervención o manipulación.
- 4.** El rango de movimiento al que se ejecutan los principales ejercicios de fuerza del tren superior e inferior puede tener un efecto notable sobre el valor del 1RM.
- 5.** El rango de movimiento tiene un fuerte impacto sobre la relación Carga-Velocidad y Carga-Potencia de los principales ejercicios de entrenamiento de fuerza, tanto del tren superior como del inferior.
- 6.** A pesar de que estas relaciones son diferentes para cada rango de movimiento, en todas estas variantes se mantiene una estrecha relación entre la magnitud de la carga (%1RM) y la velocidad de desplazamiento, lo que permite estimar con mínimo error una de estas variables conociendo la otra.

7. La participación de la fase propulsiva durante el levantamiento será sustancialmente mayor en la ejecución a mayores rangos de movimiento.
8. La presencia del *sticking region* puede desaparecer en los rangos más cortos de movimiento en los principales ejercicios de entrenamiento de fuerza isoinerciales.
9. El entrenamiento de fuerza con mayores rangos de movimiento produce a medio y largo plazo adaptaciones neuromusculares superiores en comparación con los rangos de movimiento inferiores.
10. El entrenamiento de fuerza con mayores rangos de movimiento produce a medio y largo plazo adaptaciones funcionales superiores en comparación con los rangos de movimiento inferiores.
11. El entrenamiento de fuerza continuado con el máximo rango de movimiento protege la salud de las articulaciones implicadas en el movimiento, al tiempo que minimiza el riesgo de lesión, en comparación con los rangos de movimiento inferiores.

ESTUDIO I

5. ESTUDIO I

5.1. ARTÍCULO 1

TITLE: Reproducibility and repeatability of five different technologies for bar velocity measurement in resistance training

Annals of Biomedical Engineering

ABSTRACT

This study aimed to analyze the agreement between five bar velocity monitoring devices, currently used in resistance training, to determine the most reliable device based on reproducibility (between-device agreement for a given trial) and repeatability (between-trial variation for each device). Seventeen resistance-trained men performed duplicate trials against seven increasing loads (20-30-40-50-60-70-80 kg) while obtaining mean, mean propulsive and peak velocity outcomes in the bench press, full squat and prone bench pull exercises. Measurements were simultaneously registered by two linear velocity transducers (LVT), two linear position transducers (LPT), two optoelectronic camera-based systems (OEC), two smartphone video-based systems (VBS) and one accelerometer (ACC). A comprehensive set of statistics for assessing reliability was used. Magnitude of errors was reported both in absolute ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) and relative terms (%1RM), and included the smallest detectable change (SDC) and maximum errors (MaxError). LVT was the most reliable and sensitive device (SDC 0.02-0.06 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$, MaxError 3.4-7.1% 1RM) and the preferred reference to compare with other technologies. OEC and LPT were the second-best alternatives (SDC 0.06-0.11 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$), always considering the particular margins of error for each exercise and velocity outcome. ACC and VBS are not recommended given their substantial errors and uncertainty of the measurements (SDC > 0.13 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$).

Link: <https://link.springer.com/article/10.1007/s10439-019-02265-6>

ESTUDIO II

6. ESTUDIO II

6.1. ARTÍCULO 2

TITLE: Range of motion and sticking region effects on the bench press load-velocity relationship

Journal of Sports Sciences

ABSTRACT

This study aimed to analyze the influence of range of motion (ROM) on main biomechanical parameters of the bench press (BP) exercise: i) load-velocity relationship by mean (MV) and mean propulsive velocity (MPV), ii) one-repetition maximum strength (1RM); iii) contribution of the propulsive and braking phases, and iv) presence of the sticking region key parameters (first peak barbell velocity: $V_{\max1}$, minimum velocity: V_{\min} and second peak barbell velocity: $V_{\max2}$). Forty-two strength-trained males performed a progressive loading test, starting at 20 kg and gradually increasing the load in 10 kg until $MPV \leq 0.50 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ and 5 down to 2.5 kg until 1RM, in three different ROMs: full ROM (BP_{FULL}), two-thirds ($BP_{2/3}$) and one-third ($BP_{1/3}$). While significant differences were detected in the velocity attained against loads between 30-95% 1RM (BP_{FULL} , $BP_{2/3}$ and $BP_{1/3}$, $p < 0.05$), both MV and MPV showed a very close relationship to % 1RM for the three BP variations ($R^2 = 0.935\text{-}0.966$). The contribution of the braking phase decreased progressively until it completely disappeared at the 80%, 95% and 100% 1RM loads in $BP_{1/3}$, $BP_{2/3}$ and BP_{FULL} , respectively. The 1RM increased as the ROM decreased ($BP_{\text{FULL}} < BP_{2/3} < BP_{1/3}$, $p < 0.05$). Despite the three biomechanical parameters that define the sticking region on the velocity-time curves were only observed in BP_{FULL} variation, in 54.5% of the cases the subjects started their $BP_{2/3}$ displacement before reaching the position at which the V_{\min} occurs in their BP_{FULL} exercise. The complete or partial presence of the sticking region during the concentric action of the lift seems to underlie the differences in the 1RM strength, load-velocity profiles and the contribution of the propulsive phase in the BP exercise at different ROMs.

Link: <https://www.jssm.org/mob/researchjssm-18-645.xml>

6.2. ARTÍCULO 3

TITLE: Velocity- and power-load relationships in the half, parallel and full back squat

Journal of Sports Science and Medicine

ABSTRACT

This study aimed to compare the load-velocity and load-power relationships of three common variations of the squat exercise. 52 strength-trained males performed a progressive loading test up to the one-repetition maximum (1RM) in the full (F-SQ), parallel (P-SQ) and half (H-SQ) squat, conducted in random order on separate days. Bar velocity and vertical force were measured by means of a linear velocity transducer time-synchronized with a force platform. The relative load that maximized power output (P_{max}) was analyzed using three outcome measures: mean concentric (MP), mean propulsive (MPP) and peak power (PP), while also including or excluding body mass in force calculations. 1RM was significantly different between exercises. Load-velocity and load-power relationships were significantly different between the F-SQ, P-SQ and H-SQ variations. Close relationships ($R^2=0.92-0.96$) between load (% 1RM) and bar velocity were found and they were specific for each squat variation, with faster velocities the greater the squat depth. Unlike the F-SQ and P-SQ, no sticking region was observed for the H-SQ when lifting high loads. The P_{max} corresponded to a broad load range and was greatly influenced by how force output is calculated (including or excluding body mass) as well as the exact outcome variable used (MP, MPP, PP).

Link: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02640414.2018.1544187>

ESTUDIO III

7. ESTUDIO III

7.1. ARTÍCULO 4

TITLE: Bench press at full range of motion produces greater neuromuscular adaptations than partial executions after prolonged resistance training

European Journal of Sport Science

ABSTRACT

Training at a particular range of motion (ROM) produces specific neuromuscular adaptations. However, the effects of full and partial ROM in one of the most common upper limb exercises such as the bench press (BP) remains controversial. In this study, fifty recreationally to highly resistance trained men were randomly assigned to one of four training groups: full (BP_{FULL}), two-thirds (BP_{2/3}), and one-third bench press (BP_{1/3}), and Control (training cessation). Experimental groups completed a 10-week velocity-based resistance training program using the same relative load (linear periodization, 60% to 80% 1RM), only differing in the ROM trained. Individual ROM for each BP variation was determined in the familiarization and subsequently replicated in every lift during training and testing sessions. Neuromuscular adaptations were evaluated by 1RM strength and mean propulsive velocity (MPV). BP_{FULL} group obtained the best results for the three BP variations (ES = 0.52-1.96); in turn, partial BP produced smaller improvements as the ROM decreased (BP_{2/3}: ES = 0.29-0.78; BP_{1/3}: ES = -0.01-0.66). Following 10-week of training cessation, the Control group declined in all neuromuscular parameters (ES = 0.86-0.92) except in MPV against low loads. Based on these findings, the BP_{FULL} stands as the most effective exercise to maximize neuromuscular improvements in recreational and well-trained athletes compared to partial ROM variations.

Link: https://journals.lww.com/nsca-jscr/Abstract/publishahead/Bench_Press_at_Full_Range_of_Motion_Produces.94647.aspx

7.2. ARTÍCULO 5

TITLE: Full squat produces greater neuromuscular and functional adaptations and lower pain than partial squats after prolonged resistance training

Journal of Strength Conditioning Research

ABSTRACT

The choice of the optimal squatting depth for resistance training (RT) has been a matter of debate for decades and is still controversial. In this study, fifty-three resistance-trained men were randomly assigned to one of four training groups: full squat (F-SQ), parallel squat (P-SQ), half squat (H-SQ), and Control (training cessation). Experimental groups completed a 10-week velocity-based RT program using the same relative load (linear periodization from 60% to 80% 1RM), only differing in the depth of the squat trained. The individual range of motion and spinal curvatures for each squat variation were determined in the familiarization and subsequently replicated in every lift during the training and testing sessions. Neuromuscular adaptations were evaluated by one-repetition maximum strength (1RM) and mean propulsive velocity (MPV) at each squatting depth. Functional performance was assessed by countermovement jump, 20-m sprint and Wingate tests. Physical functional disability included pain and stiffness records. F-SQ was the only group that increased 1RM and MPV in the three squat variations (ES=0.77-2.36), and achieved the highest functional performance (ES=0.35-0.85). P-SQ group obtained the second best results (ES=0.15-0.56). H-SQ produced no increments in neuromuscular and functional performance (ES=-0.11-0.28) and was the only group reporting significant increases in pain, stiffness and physical functional disability (ES=1.21-0.87). Controls declined on all tests (ES=0.02-1.32). We recommend using F-SQ or P-SQ exercises to improve strength and functional performance in well-trained athletes. In turn, the use of H-SQ is inadvisable due to the limited performance improvements and the increments in pain and discomfort after continued training.

Link:<https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/17461391.2019.1612952?journalCode=tejs>

20

CONCLUSIONES

8. CONCLUSIONES

1. De entre las tecnologías evaluadas, el dispositivo T-Force es el más reproducible para medir la velocidad de la barra en los principales ejercicios de entrenamiento de fuerza, y la única recomendada como referencia para comparar tecnologías emergentes y con fines de investigación. Por su parte, el dispositivo de análisis de cámaras 3DMA presenta elevados niveles de reproducibilidad para la velocidad media, aunque la escasa frecuencia de muestreo limita su aplicación para la medida de la velocidad pico y media propulsiva.
 - *Esta conclusión corrobora parcialmente la hipótesis N° 1 de esta Tesis Doctoral.*

2. Los dispositivos Speed4Lift, Velowin y Chronojump son una alternativa aceptable para la medición de la velocidad de la barra si T-Force no está disponible, teniendo siempre en cuenta su particular margen de error en la medida. Push Band y las aplicaciones para teléfonos inteligentes Powerlift y My Lift no se pueden recomendar como herramientas de monitorización para propósitos de VBRT debido a los errores sustanciales e incertidumbre que puede acarrear en la medida.
 - *Esta conclusión corrobora en su totalidad la hipótesis N° 2 de esta Tesis Doctoral.*

3. Si se emplea un dispositivo de medida de la velocidad preciso, la monitorización de la velocidad de la barra durante el entrenamiento y valoración de la fuerza en ejercicios isoinerciales es un sistema de muy alta reproducibilidad biológica (test-retest), y por lo tanto, una medida muy útil y práctica para constatar los efectos del entrenamiento o la manipulación de cualquier otra variable independiente.
 - *Esta conclusión corrobora en su totalidad la hipótesis N° 3 de esta Tesis Doctoral.*

4. El rango de movimiento al que se ejecutan los ejercicios de fuerza influye en gran medida sobre la fuerza dinámica máxima absoluta, incrementándose significativamente este valor a medida que se reduce el recorrido de la fase concéntrica.
 - *Esta conclusión corrobora en su totalidad la hipótesis N° 4 de esta Tesis Doctoral.*

5. La velocidad y potencia mecánica producida ante cada carga (%1RM) es sustancialmente distinta en función del rango de movimiento al que se ejecutan los principales ejercicios de fuerza isoinerciales.
 - *Esta conclusión corrobora en su totalidad la hipótesis N° 5 de esta Tesis Doctoral.*

6. A pesar de que las relaciones carga (%1RM) - velocidad son significativamente diferentes, en cualquier rango de movimiento de los principales ejercicios de fuerza isoinerciales se mantiene una estrecha relación entre ambas variables, lo que permite estimar con mínimo error una de ellas conociendo la otra.
 - *Esta conclusión corrobora en su totalidad la hipótesis N° 6 de esta Tesis Doctoral.*

7. La participación de la fase propulsiva durante el levantamiento ante cargas altas de los principales ejercicios de fuerza del tren e inferior es ligeramente mayor en la ejecución a menores rangos de movimiento.
 - *Esta conclusión corrobora parcialmente la hipótesis N° 7 de esta Tesis Doctoral.*

8. Los tres parámetros biomecánicos identificativos del *sticking region* están presentes tanto en la sentadilla completa como en la sentadilla paralela, y no se observan en la media sentadilla. Por su parte, estos parámetros, aparecen en el

press banca completo, y solo parcialmente en el press banca 2/3. La presencia total o parcial de estos marcadores en la curva velocidad - tiempo parece ser el mecanismo que subyace en las diferencias biomecánicas de cada ejercicio en función del rango de movimiento.

- *Esta conclusión corrobora en su totalidad la hipótesis N° 8 de esta Tesis Doctoral.*

9. El entrenamiento de fuerza en aquellos rangos donde aparece total o parcialmente el *sticking region*, propicia mayores adaptaciones neuromusculares en comparación con rangos parciales o incompletos.

- *Esta conclusión corrobora en su totalidad la hipótesis N° 9 de esta Tesis Doctoral.*

10. El entrenamiento de fuerza continuado en rangos completos de movimiento en el ejercicio de sentadilla, propician mayores adaptaciones funcionales a medio y largo plazo en comparación con rangos parciales o incompletos.

- *Esta conclusión corrobora en su totalidad la hipótesis N° 10 de esta Tesis Doctoral.*

11. El entrenamiento continuado de fuerza en rangos completos de movimiento minimiza las molestias y lesiones asociadas a medio y largo plazo.

- *Esta conclusión corrobora en su totalidad la hipótesis N° 11 de esta Tesis Doctoral.*

APLICACIONES PRÁCTICAS

9. APLICACIONES PRÁCTICAS

En la última década la prescripción del entrenamiento de fuerza y la monitorización de las cargas se han beneficiado en gran medida del entrenamiento basado en la velocidad (VBRT), debido principalmente a las importantes ventajas prácticas de esta metodología. Sin embargo, para que este enfoque novedoso tenga verdadera aplicación práctica, es imperativo que las tecnologías utilizadas para tal fin proporcionen mediciones precisas y confiables de la variable principal de este método, es decir, la velocidad de barra. Por lo tanto, mediante un análisis exhaustivo, el objetivo principal del presente estudio I (Artículo 1) fue esclarecer la concordancia intra- e inter- dispositivo de algunas de las tecnologías más utilizadas actualmente para la medición de la velocidad de la barra, y proporcionar un conjunto integral de estadísticas que pudieran revelar con certeza la reproducibilidad y los errores técnicos y biológicos incurridos al usar estas tecnologías. Los principales hallazgos del presente estudio deben ser tomados en cuenta por los profesionales que trabajan diariamente con dispositivos de monitorización de velocidad de barra. Dado que el objetivo principal de VBRT es determinar el esfuerzo real en el que se incurre durante el entrenamiento, es esencial identificar si los cambios observados en la velocidad desarrollada contra ciertas cargas de trabajo se deben a cambios reales en el rendimiento neuromuscular de los atletas o si por el contrario se deben al error de la medición.

Por ello, si el objetivo de la monitorización de la velocidad de la barra es cuantificar cambios del rendimiento muscular en deportistas de alto nivel o con fines de investigación, será necesario utilizar dispositivos de alta gama como T-Force System o 3DMA, con un cambio mínimo detectable inferior a $0.03 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Otro grupo de dispositivos de gama media con un precio asequible (< 600 euros; Chronojump, SPeed4Lift o Velowin), son herramientas perfectamente válidas para registrar los cambios más habituales que se producen durante las intervenciones de entrenamiento de fuerza ($\text{SDC} < 0.11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Finalmente, a la luz de estos resultados, debemos desaconsejar el uso de otras tecnologías como la acelerometría (Push Band) y aplicaciones para teléfonos inteligentes (Power Lift y My Lift) ya que pese a su moderado o bajo coste (289-11€) presentan elevados errores técnicos asociados a la medida ($\text{SDC} > 0.22 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) y, por tanto, no podremos tener certeza de si los cambios producidos ante cargas bajas,

medias e incluso altas están realmente causadas por la intervención o por el error de la medida.

Los resultados del estudio II (artículos 2 y 3) muestran como a pesar de que las relaciones carga (% 1RM) - velocidad son significativamente distintas para cada rango de movimiento, en cualquier variante de los ejercicios press banca y sentadilla se mantiene una estrecha relación entre ambas variables. Este novedoso hallazgo nos permite estimar con error mínimo y en cualquier rango de movimiento la intensidad real del esfuerzo nada más realizar la primera repetición de una serie de entrenamiento, sin generar además ningún tipo de interferencia en la programación. El rango de movimiento al que se ejecutan los ejercicios de fuerza influye en gran medida sobre la fuerza dinámica máxima absoluta que puede manifestar el atleta, incrementándose significativamente este valor a medida que se reduce el recorrido de la fase concéntrica. Igualmente, los parámetros identificativos del *sticking region* en la curva velocidad-tiempo varían en función del rango de movimiento, y van a condicionar profundamente las principales características biomecánicas de los ejercicios de fuerza isoinerciales.

Este es el primer estudio (Estudio III; Artículos 4 y 5) que utiliza métodos basados en la velocidad para controlar la intensidad de cada repetición, así como para evaluar con precisión los cambios acontecidos en el rendimiento neuromuscular después de una intervención de entrenamiento prolongada a diferentes rangos de movimiento. A la luz de los presentes hallazgos, resulta evidente que las adaptaciones neuromusculares y funcionales de atletas experimentados van a maximizarse en los rangos completos de movimiento, aunque pueden alcanzarse mejoras muy importantes siempre que el recorrido al que se ejecute el ejercicio de fuerza sea superior a la posición del *sticking region*. Además, nuestros hallazgos se oponen frontalmente a la recomendación del entrenamiento de fuerza en rangos parciales, no solo porque van a producir menores adaptaciones, sino porque son eminentemente menos lesivos.

FUTURAS LINEAS DE INVESTIGACIÓN

10. FUTURAS LINEAS DE INVESTIGACIÓN

Siguiendo las líneas del presente ESTUDIO I (artículo 1), otras investigaciones deberían (i) corroborar los adecuados niveles de reproducibilidad intra- e inter-dispositivo de futuras tecnologías y dispositivos emergentes, siguiendo estos diseños y análisis exhaustivos, (ii) extender el análisis llevado a cabo en el presente estudio a otros ejercicios comúnmente empleados en el entrenamiento de fuerza, como pueden ser los levantamientos olímpicos o el peso muerto, (iii) replicar algunos estudios que han encontrado altos niveles de validez en otros dispositivos siguiendo metodologías sesgadas o incompletas, (iv) replicar y corroborar los resultados de otros estudios de intervención que hayan empelado dispositivos de baja calidad en la medida de la velocidad de la barra para escalear los efectos de cualquier manipulación o variable independiente.

A la luz de los resultados del ESTUDIO II (Artículos 2 y 3), futuras investigaciones deberían localizar el recorrido al que sucede el *sticking region* de cualquier otro ejercicio de fuerza isonercial, lo que permitirá a los preparadores físicos y entrenadores programar sesiones de entrenamiento en esos ejercicios con, al menos, ese rango de movimiento para optimizar las adaptaciones de fuerza.

Según los resultados obtenidos en el ESTUDIO III (artículos 4 y 5), nuevas investigaciones deberían corroborar estos hallazgos en diferentes ejercicios empleados en el entrenamiento de fuerza como el dorsal remos, cargada, press hombro, peso muerto. También se deberían corroborar estos hallazgos en diferentes poblaciones a las que han participado en la presente Tesis Doctoral como mujeres y otros niveles competitivos.

BIBLIOGRAFÍA

11. BIBLIOGRAFÍA

- Atkinson, G., & Nevill, A. (1998). Statistical methods for assessing measurement Error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 26(4), 217–238. <https://doi.org/10.2165/00007256-199826040-00002>
- Balsalobre-Fernández, C., Kuzdub, M., Poveda-Ortiz, P., & Campo-Vecino, J. Del. (2016). Validity and reliability of the PUSH wearable device to measure movement velocity during the back squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(7), 1968–1974. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001284>
- Balsalobre-Fernández, C., Marchante, D., Baz-Valle, E., Alonso-Molero, I., Jiménez, S. L., & Muñoz-López, M. (2017). Analysis of wearable and smartphone-based technologies for the measurement of barbell velocity in different resistance training exercises. *Frontiers in Physiology*, 8, 649. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00649>
- Balsalobre-Fernández, C., Marchante, D., Muñoz-López, M., & Jiménez, S. L. (2018). Validity and reliability of a novel iPhone app for the measurement of barbell velocity and 1RM on the bench-press exercise. *Journal of Sports Sciences*, 36(1), 64–70. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1280610>
- Banyard, H. G., Nosaka, K., Sato, K., & Haff, G. G. (2017). Validity of various methods for determining velocity, force, and power in the back squat. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(9), 1170–1176. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0627>
- Bartlett, J. W., & Frost, C. (2008). Reliability, repeatability and reproducibility: analysis of measurement errors in continuous variables. *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 31(4), 466–475. <https://doi.org/10.1002/uog.5256>
- Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A., & Arjmand, N. (2007). Analysis of squat and stoop dynamic liftings: Muscle forces and internal spinal loads. *European Spine Journal*, 16(5), 687–699. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-0240-7>
- Beckerman, H., Roebroek, M. E., Lankhorst, G. J., Becher, J. G., Bezemer, P. D., & Verbeek, A. L. (2001). Smallest real difference, a link between reproducibility and responsiveness. *Quality of Life Research : An International Journal of Quality of*

Life Aspects of Treatment, Care and Rehabilitation, 10(7), 571–578.

- Bellamy, N., Buchanan, W. W., Goldsmith, C. H., Campbell, J., & Stitt, L. W. (1988). Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *The Journal of Rheumatology*, 15(12), 1833–1840.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1(8476), 307–310.
- Bloomquist, K., Langberg, H., Karlsen, S., Madsgaard, S., Boesen, M., & Raastad, T. (2013). Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. *European Journal of Applied Physiology*, 113(8), 2133–2142. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2642-7>
- Bowerman, Er., WHatMan, Chr., Harris, N., & Bradshaw, E. (2013). Reliability of 2D lower extremity alignment measures in elite adolescent ballet dancers. *New Zealand Journal of Sports Medicine*, 40(2), 70–73.
- Calhoun, G., & Fry, A. C. (1999). Injury Rates and Profiles of Elite Competitive Weightlifters. *Journal of Athletic Training*, 34(3), 232–238. <https://doi.org/10.1097/00005768-199805001-00298>
- Ceseracciu, E., Sawacha, Z., & Cobelli, C. (2014). Comparison of markerless and marker-based motion capture technologies through simultaneous data collection during gait: proof of concept. *PloS One*, 9(3), e87640.
- Chandler, T. J., Wilson, G. D., Stone, M. H., Jeff Chandler, T., Dennis Wilson, G., & Stone, M. H. (1989). The effect of the squat exercise on knee stability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(3), 299–303.
- Clark, Bryant, L., Humphries, B., Clark, R., Bryant, L., & Humphries, B. (2008). An examination of strength and concentric work ratios during variable range of motion training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1716–1719. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318173c529>
- Clark, R., Humphries, B., Hohmann, E., & Bryant, L. (2011). The influence of variable range of motion training on neuromuscular performance and control of external loads. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(3), 704–711.

- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences Second Edition*. New Jersey, USA: Lawrence Erlbaum Associates.
- Courel-Ibáñez, J., Martínez-Cava, A., Morán-Navarro, R., Escribano-Peñas, P., Chavarren-Cabrero, J., González-Badillo, J. J., ... Martínez-Cava, A. (2019). Reproducibility and Repeatability of Five Different Technologies for Bar Velocity Measurement in Resistance Training. *Annals of Biomedical Engineering*, 47(7), 1523–1538. <https://doi.org/10.1007/s10439-019-02265-6>
- Donnelly, D. V., Berg, W. P., & Fiske, D. M. (2006). The effect of the direction of gaze on the kinematics of the squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(1), 145–150. <https://doi.org/10.1519/R-16434.1>
- Drinkwater, E. J., Galna, B., Mckenna, M. J., Hunt, P. H., & Pyne, D. B. (2007). Validation of an optical encoder during free weight resistance movements and analysis of bench press sticking point power during fatigue. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(2), 510–517. <https://doi.org/10.1519/R-20406.1>
- Elliott, B. C., Wilson, G. J., & Kerr, G. K. (1989). A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(4), 450–462.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Lowry, T. M., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6), 984–998. <https://doi.org/10.1097/00005768-200106000-00019>
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Barrentine, S. W., Wilk, K. E., & Andrews, J. R. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(4), 556–569. <https://doi.org/10.1097/00005768-199804000-00014>
- Escamilla, R. F., MacLeod, T. D., Wilk, K. E., Paulos, L., & Andrews, J. R. (2012). Anterior cruciate ligament strain and tensile forces for weight-bearing and non-weight-bearing exercises: A guide to exercise selection. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(3), 208–220. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3768>

- Escobar, A., Quintana, J. M., Bilbao, A., Azkárate, J., & Güenaga, J. I. (2002). Validation of the Spanish Version of the WOMAC Questionnaire for Patients with Hip or Knee Osteoarthritis. *Clinical Rheumatology*, *21*(6), 466–471.
<https://doi.org/10.1007/s100670200117>
- Folland, J. P., Irish, C. S., Roberts, J. C., Tarr, J. E., & Jones, D. A. (2002). Fatigue is not a necessary stimulus for strength gains during resistance training. *British Journal of Sports Medicine*, *36*(5), 370–373. <https://doi.org/10.1136/bjism.36.5.370>
- Fry, A. C. (2004). The role of resistance exercise intensity on muscle fibre adaptations. *Sports Medicine*, *34*(10), 663–679. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434100-00004>
- García-Ramos, A., Pérez-Castilla, A., & Martín, F. (2018). Reliability and concurrent validity of the Velwin optoelectronic system to measure movement velocity during the free-weight back squat. *International Journal of Sports Science and Coaching*, *13*(5), 737–742. <https://doi.org/10.1177/1747954118791525>
- Garnacho-Castaño, M. V, López-Lastra, S., & Maté-Muñoz, J. L. (2015). Reliability and validity assessment of a linear position transducer. *Journal of Sports Science & Medicine*, *14*(1), 128–136.
- Gavanda, S., Geisler, S., Quittmann, O. J., & Schiffer, T. (2018). The Effect of Block Versus Daily Undulating Periodization on Strength and Performance in Adolescent Football Players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *14*(6), 814–821. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0609>
- Giavarina, D. (2015). Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica*, *25*(2), 141–151. <https://doi.org/10.11613/BM.2015.015>
- Gomo, O., & Van Den Tillaar, R. (2016). The effects of grip width on sticking region in bench press. *Journal of Sports Sciences*, *34*(3), 232–238.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1046395>
- González-Badillo, J. J., & Gorostiaga, E. (1995). *Fundamentos del entrenamiento de la fuerza. Aplicación al alto rendimiento deportivo. Iniciativas deportivas*. INDE.
- González-Badillo, J. J., Marques, M. C., & Sánchez-Medina, L. (2011). The Importance of Movement Velocity as a Measure to Control Resistance Training Intensity.

Journal of Human Kinetics, 29A(Special Issue), 15–19.

<https://doi.org/10.2478/v10078-011-0053-6>

González-Badillo, J. J., & Ribas, J. (2002). *Bases de la programación del entrenamiento de fuerza*. INDE publicaciones (Vol. 308). Inde. [https://doi.org/10.1016/S0261-3069\(00\)00049-2](https://doi.org/10.1016/S0261-3069(00)00049-2)

González-Badillo, J. J., Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Gorostiaga, E., & Pareja-Blanco, F. (2014). Maximal intended velocity training induces greater gains in bench press performance than deliberately slower half-velocity training. *European Journal of Sport Science*, 14(8), 772–781. <https://doi.org/10.1080/17461391.2014.905987>

González-Badillo, J. J., & Sánchez-Medina, L. (2010). Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *International Journal of Sports Medicine*, 31(5), 347–352. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1248333>

González-Badillo, J. J., & Sánchez-Medina, L. (2011). Fatigue during Resistance Training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(22), 1725–1734. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318213f880>

González-Badillo, J. J., Sánchez-Medina, L., Pareja-Blanco, F., & Rodríguez-Rosell, D. (2017). Fundamentals of velocity-based resistance training. Spain: ERGOTECH Consulting.

González-Badillo, J. J., Yañez-García, J. M., Mora-Custodio, R., & Rodríguez-Rosell, D. (2017). Velocity Loss as a Variable for Monitoring Resistance Exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 38(3), 217–225. <https://doi.org/10.1055/s-0042-120324>

Gorostiaga, E. M., Granados, C., Ibañez, J., González-Badillo, J. J., & Izquierdo, M. (2006). Effects of an entire season on physical fitness changes in elite male handball players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 38(2), 357–366. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000184586.74398.03>

Granados, C., Izquierdo, M., Ibañez, J., Ruesta, M., & Gorostiaga, E. (2008). Effects of an entire season on physical fitness in elite female handball players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(2), 351–361.

<https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31815b4905>

- Guermazi, M., Ghroubi, S., Kassis, M., Jaziri, O., Keskes, H., Kessomtini, W., ... Elleuch, M. H. (2006). Validity and reliability of Spinal Mouse® to assess lumbar flexion. *Annales de Readaptation et de Medecine Physique*, 49(4), 172–177. <https://doi.org/10.1016/j.annrmp.2006.03.001>
- Gullett, J. C., Tillman, M. D., Gutierrez, G. M., & Chow, J. W. (2009). A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 284–292. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818546bb>
- Hamill, B. P. (1994). Relative Safety of Weightlifting and Weight Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 8(1), 53–57.
- Hartmann, H., Wirth, K., & Klusemann, M. (2013). Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load. *Sports Medicine*, 43(10), 993–1008. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0073-6>
- Hartmann, H., Wirth, K., Klusemann, M., Dalic, J., Matuschek, C., & Schmidtbleicher, D. (2012). Influence of squatting depth on jumping performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(12), 3243–3261. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31824ede62>
- Hartmann, H., Wirth, K., Mickel, C., Keiner, M., Sander, A., & Yaghabi, D. (2016). Stress for vertebral bodies and intervertebral discs with respect to squatting depth. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 1(2), 254–268.
- Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B-Biological Sciences*, 126(843), 136–195.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. *Sports Medicine*, 30(1), 1–15. <https://doi.org/10.2165/00007256-200030010-00001>
- International Powerlifting Federation. (2016). *Technical Rules book of the IPF*. Retrieved from https://www.powerlifting-ipf.com/fileadmin/ipf/data/rules/technical-rules/english/IPF_Technical_Rules_Book_2016__1_.pdf
- Izquierdo-Gabarren, M., González De Txabarri Expósito, R., García-PallarIs, J., Sánchez-

- Medina, L., De Villarreal, E. S. S., & Izquierdo, M. (2010). Concurrent endurance and strength training not to failure optimizes performance gains. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(6), 1191–1199.
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c67eec>
- Izquierdo, M. (2008). *Biomecnica y Bases Neuromusculares de la Actividad Fsica y el Deporte/Biomechanics and Neuromuscular Bases of Physical Activity and Sport*. Ed. Médica Panamericana.
- Izquierdo, M., Ibáñez, J., González-Badillo, J. J., & Gorostiaga, E. (2002). Effects of creatine supplementation on muscle power, endurance, and sprint performance, 34(2), 332–343.
- Izquierdo, M., Ibañez, J., González-Badillo, J. J., Ratamess, N. A., Kraemer, W. J., Häkkinen, K., ... Gorostiaga, E. M. (2007). Detraining and tapering effects on hormonal responses and strength performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(3), 768–775. <https://doi.org/10.1519/R-21136.1>
- Kellis, E., Arambatzi, F., & Papadopoulos, C. (2005). Effects of load on ground reaction force and lower limb kinematics during concentric squats. *Journal of Sports Sciences*, 23(10), 1045–1055. <https://doi.org/10.1080/02640410400022094>
- Kompf, J., & Arandjelović, O. (2017). The Sticking Point in the Bench Press, the Squat, and the Deadlift: Similarities and Differences, and Their Significance for Research and Practice. *Sports Medicine*, 47(4), 631–640. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0615-9>
- Kompf, J., Arandjelovic, O., & Arandjelović, O. (2016). Understanding and Overcoming the Sticking Point in Resistance Exercise. *Sports Medicine*, 46(6), 751–762. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0460-2>
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of selecting and reporting intraclasscorrelation coefficients for reliability research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Kraemer, W. J. (1988). Endocrine responses to resistance exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 20(Sup 1), S152–S157. <https://doi.org/10.1249/00005768-198810001-00011>

- Kraemer, W. J., Koziris, L. P., Ratamess, N. A., Hakkinen, K., TRIPLETT-McBRIDE, N. T., Fry, A. C., ... Fleck, S. J. (2002). Detraining produces minimal changes in physical performance and hormonal variables in recreationally strength-trained men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *16*(3), 373–382. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12173951>
- Kraemer, W. J., & Ratamess, N. (2004). Fundamentals of Resistance Training: Progression and Exercise Prescription. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000121945.36635.61>
- Król, H., Golas, A., & Sobota, G. (2010). Complex analysis of movement in evaluation of flat bench press performance. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, *12*(2), 93–98.
- Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: A practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in Psychology*, *4*, 863. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00863>
- Lander, J. E., Bates, B. T., Sawhill, J. A., & Hamill, J. (1985). A comparison between free-weight and isokinetic bench pressing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *17*(3), 344–353.
- Laza-Cagigas, R., Goss-Sampson, M., Larumbe-Zabala, E., Termkolli, L., & Naclerio, F. (2018). Validity and reliability of a novel optoelectronic device to measure movement velocity, force and power during the back squat exercise. *Journal of Sports Sciences*, 1–8. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1527673>
- Lin, L., Hedayat, A. S., Sinha, B., & Yang, M. (2002). Statistical Methods in Assessing Agreement. *Journal of the American Statistical Association*, *97*(457), 257–270. <https://doi.org/10.1198/016214502753479392>
- Lorenzetti, S., Lamparter, T., & Lüthy, F. (2017). Validity and reliability of simple measurement device to assess the velocity of the barbell during squats. *BMC Research Notes*, *10*(1), 707. <https://doi.org/10.1186/s13104-017-3012-z>
- Martínez-Cava, A., Morán-Navarro, R., Hernández-Belmonte, A., Courel-Ibáñez, J., Conesa-Ros, E., González-Badillo, J. J., & Pallarés, J. G. (2019). Range of Motion and Sticking Region Effects on the Bench Press Load-Velocity Relationship.

Journal of Sports Science and Medicine, 18(4), 645–652. Retrieved from <http://www.jssm.org>

Martínez-Cava, A., Morán-Navarro, R., Sánchez-Medina, L., González-Badillo, J. J., & Pallarés, J. G. (2018). Velocity- and power-load relationships in the half, parallel and full back squat. *Journal of Sports Sciences*, 37(10), 1088–1096. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1544187>

Martins, W. P., & Nastri, C. O. (2014). Interpreting reproducibility results for ultrasound measurements. *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 43(4), 479–480. <https://doi.org/10.1002/uog.13320>

Massey, C. D., Vincent, J., Maneval, M., & Johnson, J. T. (2005). Influence of range of motion in resistance training in women: Early phase adaptations. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(2), 409–411. <https://doi.org/10.1519/R-14643.1>

Massey, C. D., Vincent, J., Maneval, M., Moore, M., & Johnson, J. T. (2004). An analysis of full range of motion vs. partial range of motion training in the development of strength in untrained men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 518–521. <https://doi.org/10.1519/13263.1>

McLaughlin, T. M., & Madsen, N. H. (1984). Bench press techniques of elite heavyweight powerlifters. *National Strength and Conditioning Association Journal*, 6(4), 44–65.

Mehrizi, R., Xu, X., Zhang, S., Pavlovic, V., Metaxas, D., & Li, K. (2017). Using a marker-less method for estimating L5/S1 moments during symmetrical lifting. *Applied Ergonomics*, 65, 541–550. <https://doi.org/10.1016/J.APERGO.2017.01.007>

Mookerjee, S., & Ratamess, N. (1999). Comparison of Strength Differences and Joint Action Durations between Full and Partial Range-of-Motion Bench Press Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 13(1), 76–81. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(1999\)013<0076:COSDAJ>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(1999)013<0076:COSDAJ>2.0.CO;2)

Mora-Rodríguez, R., Pallarés, J. G., & Ortega, J. F. (2019). *Fisiología del deporte y el ejercicio Prácticas de campo y laboratorio. 2 Edición. Vol. 1. Madrid, España: Editorial Médica Panamericana SA; 2019* (2nd ed.).

Morán-Navarro, R., Martínez-Cava, A., Sánchez-Medina, L., Mora-Rodríguez, R.,

- González-Badillo, J. J., & Pallarés, J. G. (2017). Movement velocity as a measure of level of effort during resistance exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002017>
- Morán-Navarro, R., Pérez, C. E., Mora-Rodríguez, R., De la Cruz-Sánchez, E., González-Badillo, J. J., Sánchez-Medina, L., ... de la Cruz-Sanchez, E. (2017). Time course of recovery following resistance training leading or not to failure. *European Journal of Applied Physiology*, *117*(12), 2387–2399. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3725-7>
- Nevin, J., Smith, P., Waldron, M., Patterson, S., Price, M., Hunt, A., & Blagrove, R. (2018). Efficacy of an 8-week concurrent strength and endurance training program on hand cycling performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *32*(7), 1861–1868. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002569>
- Newmire, D. E., & Willoughby, D. S. (2018). Partial compared with full range of motion resistance training for muscle hypertrophy: A brief review and an identification of potential mechanisms. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *32*(9), 2652–2664. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002723>
- Ortega-Becerra, M., Pareja-Blanco, F., Jiménez-Reyes, P., Cuadrado-Peñafiel, V., & González-Badillo, J. J. (2018). Determinant factors of physical performance and specific throwing in handball players of different ages. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *32*(6), 1778–1786.
- Pallarés, J. G., García-Fernández, M., Sánchez-Medina, L., & Izquierdo, M. (2010). Performance changes in world-class kayakers following two different training periodization models. *European Journal of Applied Physiology*, *110*(1), 99–107. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1484-9>
- Pallarés, J. G., & Izquierdo, M. (2011). Strategies to Optimize Concurrent Training of Strength and Aerobic Fitness for Rowing and Canoeing. *Sports Medicine*, *41*(4), 329–343. <https://doi.org/10.2165/11539690-000000000-00000>
- Pallarés, J. G., López-Gullón, J. M., Muriel, X., Díaz, A., & Izquierdo, M. (2011). Physical fitness factors to predict male Olympic wrestling performance. *European Journal of Applied Physiology*, *111*(8), 1747–1758. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1809-8>

- Pallarés, J. G., López-Samanes, Á., Fernández-Elías, V. E., Aguado-Jiménez, R., Ortega, J. F., Gómez, C., ... Mora-Rodríguez, R. (2015). Pseudoephedrine and circadian rhythm interaction on neuromuscular performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(6), e603-12. <https://doi.org/10.1111/sms.12385>
- Pallarés, J. G., Martínez-Abellán, A., López-Gullón, J. M., Morán-Navarro, R., De la Cruz-Sánchez, E., & Mora-Rodríguez, R. (2016). Muscle contraction velocity, strength and power output changes following different degrees of hypohydration in competitive olympic combat sports. *Journal of the International Society of Sports Nutrition*, 13(10), 1–9. <https://doi.org/10.1186/s12970-016-0121-3>
- Pallarés, J. G., Martínez-Cava, A., Courel-Ibáñez, J., González-Badillo, J. J., & Morán-Navarro, R. (2019). Full squat produces greater neuromuscular and functional adaptations and lower pain than partial squats after prolonged resistance training. *European Journal of Sport Science*, 1–10. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1612952>
- Pallarés, J. G., Sánchez-Medina, L., Carrasco, L., Díaz, A., & Izquierdo, M. (2009). Endurance and neuromuscular changes in world-class level kayakers during a periodized training cycle. *European Journal of Applied Physiology*, 106(4), 629–638. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1061-2>
- Pallarés, J. G., Sánchez-Medina, L., Perez, C. E., De La Cruz-Sanchez, E., Mora-Rodríguez, R., Pérez, C. E., & De La Cruz-Sánchez, E. (2014). Imposing a pause between the eccentric and concentric phases increases the reliability of isoinertial strength assessments. *Journal of Sports Sciences*, 32(12), 1165–1175. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.889844>
- Pallarés, J. G., Sánchez-Medina, L., Pérez, C. E., Izquierdo-Gabarren, M., & Izquierdo, M. (2010). Physiological effects of tapering and detraining in world-class kayakers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(6), 1209–1214. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c9228c>
- Panariello, R. A., Backus, S. I., & Parker, J. W. (1994). The Effect of the Squat Exercise on Anterior-posterior Knee Translation in Professional Football Players. *The American Journal of Sports Medicine*, 22(6), 768–773. <https://doi.org/10.1177/036354659402200607>

- Pareja-Blanco, F., Rodríguez-Rosell, D., & González-Badillo, J. J. (2019). Time course of recovery from resistance exercise before and after a training program. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.19.09334-4>
- Pareja-Blanco, F., Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Gorostiaga, E., & González-Badillo, J. J. (2014). Effect of Movement Velocity during Resistance Training on Neuromuscular Performance. *International Journal of Sports Medicine*, 35(11), 916–924. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1363985>
- Pareja-Blanco, F., Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Sanchis-Moysi, J., Dorado, C., Mora-Custodio, R., ... González-Badillo, J. J. (2017). Effects of velocity loss during resistance training on athletic performance, strength gains and muscle adaptations. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(7), 724–735. <https://doi.org/10.1111/sms.12678>
- Pareja-Blanco, F., Sánchez-Medina, L., Suárez-Arrones, L., & González-Badillo, J. J. (2017). Effects of Velocity Loss During Resistance Training on Performance in Professional Soccer Players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(4), 512–519. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0170>
- Pareja-Blanco, F., Villalba-Fernández, A., Cornejo-Daza, P. J., Sánchez-Valdepeñas, J., & González-Badillo, J. J. (2019). Time Course of Recovery Following Resistance Exercise with Different Loading Magnitudes and Velocity Loss in the Set. *Sports (Basel, Switzerland)*, 7(3). <https://doi.org/10.3390/sports7030059>
- Pérez-Castilla, A., Piepoli, A., Delgado-García, G., Garrido-Blanca, G., & García-Ramos, A. (2019). Reliability and Concurrent Validity of Seven Commercially Available Devices for the Assessment of Movement Velocity at Different Intensities During the Bench Press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(5), 1258–1265. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003118>
- Potvin, J. R., McGill, S. M., & Norman, R. W. (1991). Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine*, 16(9), 1099–1107. <https://doi.org/10.1097/00007632-199109000-00015>
- Revicki, D., Hays, R. D., Cella, D., & Sloan, J. (2008). Recommended methods for determining responsiveness and minimally important differences for patient-

- reported outcomes. *Journal of Clinical Epidemiology*, 61(2), 102–109. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2007.03.012>
- Rhea, M. R., Kenn, J. G., & Dermody, B. M. (2009). Alterations in speed of squat movement and the use of accommodated resistance among college athletes training for power. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 23(9), 2645–2650. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b3e1b6>
- Rhea, M. R., Kenn, J. G., Peterson, M. D., & Massey, D. (2016). Joint-angle specific strength adaptations influence improvements in power in highly trained athletes. *Human Movement*, 17(1), 43–49. <https://doi.org/https://doi.org/10.1515/humo-2016-0006>
- Robertson, D. G., Wilson, J. M., & St. Pierre, T. A. (2008). Lower extremity muscle functions during full squats. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(4), 333–339. <https://doi.org/10.1123/jab.24.4.333>
- Rønnestad, B. R., Hansen, J., Hollan, I., & Ellefsen, S. (2015). Strength training improves performance and pedaling characteristics in elite cyclists. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(1), e89–e98. <https://doi.org/10.1111/sms.12257>
- Rønnestad, B. R., Kojedal, O., Losnegard, T., Kvamme, B., & Raastad, T. (2012). Effect of heavy strength training on muscle thickness, strength, jump performance, and endurance performance in well-trained Nordic Combined athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 112(6), 2341–2352. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2204-9>
- Rønnestad, B. R., & Mujika, I. (2014). Optimizing strength training for running and cycling endurance performance: A review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24(4), 603–612. <https://doi.org/10.1111/sms.12104>
- Sanborn, K., Boros, R., Hrubby, J., Schilling, B., O'Bryant, H. S., Johnson, R. L., ... Stone, M. H. (2000). Short-Term Performance Effects of Weight Training with Multiple Sets Not to Failure vs. a Single Set to Failure in Women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 14(3), 328–331. <https://doi.org/10.1519/00124278-200008000-00014>

- Sánchez-Medina, L., & González-Badillo, J. J. (2011). Velocity Loss as an Indicator of Neuromuscular Fatigue during Resistance Training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(9), 1725–1734. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318213f880>
- Sánchez-Medina, L., González-Badillo, J. J., Pérez, C. E., & Pallarés, J. G. (2014). Velocity- and power-load relationships of the bench pull vs Bench press exercises. *International Journal of Sports Medicine*, 35(3), 209–216. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1351252>
- Sánchez-Medina, L., Pallarés, J. G., Pérez, C. E., Morán-Navarro, R., & González-Badillo, J. J. (2017). Estimation of Relative Load From Bar Velocity in the Full Back Squat Exercise. *Sports Medicine International Open*, 01(02), E80–E88. <https://doi.org/10.1055/s-0043-102933>
- Sánchez-Medina, L., Perez, C. E., Gonzalez-Badillo, J. J., & González-Badillo, J. J. (2010). Importance of the propulsive phase in strength assessment. *International Journal of Sports Medicine*, 31(2), 123–129. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1242815>
- Sánchez-Moreno, M., Rodríguez-Rosell, D., Pareja-Blanco, F., Mora-Custodio, R., & González-Badillo, J. J. (2017). Movement velocity as indicator of relative intensity and level of effort attained during the set in pull-up exercise. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(10), 1378–1384. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0791>
- Sánchez-Pay, A., Courel-Ibáñez, J., Martínez-Cava, A., Conesa-Ros, E., Morán-Navarro, R., & Pallarés, J. G. (2019). Is the high-speed camera-based method a plausible option for bar velocity assessment during resistance training?, 137, 355–361. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2019.01.006>
- Sato, K., Beckham, G. K., Carroll, K., Bazylar, C., & Sha, Z. (2015). Validity of wireless device measuring velocity of resistance exercises. *Journal of Trainology*, 4(1), 15–18.
- Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3497–3506. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7>

- Seitz, L. B., Reyes, A., Tran, T. T., de Villarreal, E. S., & Haff, G. G. (2014). Increases in lower-body strength transfer positively to sprint performance: A systematic review with meta-analysis. *Sports Medicine*, *44*(12), 1693–1702.
<https://doi.org/10.1007/s40279-014-0227-1>
- Suchomel, T. J., Nimphius, S., & Stone, M. H. (2016). The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. *Sports Medicine*, *46*(10), 1419–1449.
<https://doi.org/10.1007/s40279-016-0486-0>
- Sullivan, J. J., Knowlton, R. G., DeVita, P., & Brown, D. D. (1996). Cardiovascular Response to Restricted Range of Motion Resistance Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *10*(1), 3–7. <https://doi.org/10.1519/00124278-199602000-00001>
- Swinton, P. A., Lloyd, R., Agouris, I., & Stewart, A. (2009). Contemporary training practices in elite british powerlifters: Survey results from an international competition. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *23*(2), 380–384.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31819424bd>
- van den Tillaar, R., Andersen, V., & Saeterbakken, A. H. (2014). The existence of a sticking region in free weight squats. *Journal of Human Kinetics*, *42*(1), 63–71.
<https://doi.org/10.2478/hukin-2014-0061>
- van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2010). The “sticking period” in a maximum bench press. *Journal of Sports Sciences*, *28*(5), 529–535.
<https://doi.org/10.1080/02640411003628022>
- Van Den Tillaar, R., & Ettema, G. (2013). A comparison of muscle activity in concentric and counter movement maximum bench press. *Journal of Human Kinetics*, *38*(1), 63–71. <https://doi.org/10.2478/hukin-2013-0046>
- van den Tillaar, R., Saeterbakken, A. H., & Ettema, G. (2012). Is the occurrence of the sticking region the result of diminishing potentiation in bench press? *Journal of Sports Sciences*, *30*(6), 591–599. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.658844>
- Wagner, L. L., Evans, S. A., Weir, J. P., Housh, T. J., & Johnson, G. O. (1993). The Effect of Grip Width and Anthropometric Variables on Bench Press Performance in Females. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *25*(Supplement), S107.

<https://doi.org/10.1249/00005768-199305001-00600>

Watson, P. F., & Petrie, A. (2010, June). Method agreement analysis: A review of correct methodology. *Theriogenology*.

<https://doi.org/10.1016/j.theriogenology.2010.01.003>

Weiss, L. W., Fry, A. C., Wood, L. E., Relyea, G. E., & Melton, C. (2000). Comparative Effects of Deep Versus Shallow Squat and Leg-Press Training on Vertical Jumping Ability and Related Factors. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *14*(3), 241–247. <https://doi.org/10.1519/00124278-200008000-00001>

Wilson, G. J. (1998). Strength and power in sport. In J. Bloomfield, T. R. Ackland, & B. C. Elliot (Eds.), *Applied Anatomy and Biomechanics in Sport* (3rd ed., pp. 110–208). Berlin, Germany: Blackwell.

Wirth, K., Hartmann, H., Sander, A., Mickel, C., Szilvas, E., & Keiner, M. (2016). The impact of back squat and leg-press exercises on maximal strength and speed-strength parameters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *30*(5), 1205–1212. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000001228>

Wretenberg, P., Feng, Y. I., & Arborelius, U. P. (1996). High- and low-bar squatting techniques during weight-training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *28*(2), 218–224. <https://doi.org/10.1097/00005768-199602000-00010>

Young, W., Benton, D., Duthie, G., & Pryor, J. (2001). Resistance Training for Short Sprints and Maximum-speed Sprints. *Strength and Conditioning Journal*, *23*(2), 7–13.

Youngson, J. (2010). *Reliability and validity of the GymAware optical encoder to measure displacement data*. Mitchell, Australia: Kinetic Performance Technology. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2010.02.0013>

Zatsiorsky, V. M., & Kraemer, W. J. (2006). *Science and practice of strength training*. Human Kinetics.

ANEXOS

12. ANEXOS

12.1. COMITÉ BIOÉTICA

UNIVERSIDAD DE
MURCIA | Vicerrectorado de
Investigación

CEI Comisión de
Ética de
Investigación

cmn
CAMPUS MARE NOSTRUM

INFORME DE LA COMISIÓN DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE MURCIA

Jaime Peris Riera, Catedrático de Universidad y Secretario de la Comisión de Ética de Investigación de la Universidad de Murcia

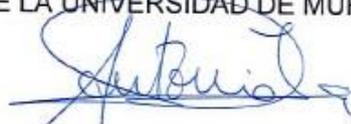
CERTIFICA:

Que D. Jesús García Pallarés ha presentado el proyecto titulado "*Efecto del rango de movimiento sobre la salud articular y las adaptaciones específicas, morfológicas y neuromusculares asociadas al entrenamiento de fuerza*", a la Comisión de Ética de Investigación de la Universidad de Murcia.

Que dicha Comisión analizó toda la documentación presentada, y de conformidad con lo acordado el día 18 de enero de 2016¹, por unanimidad, se emite INFORME FAVORABLE.

Y para que conste y tenga los efectos que correspondan, firmo esta certificación, con el visto bueno del Presidente de la Comisión, en Murcia a 5 de febrero de 2016.

Vº Bº
EL PRESIDENTE DE LA COMISIÓN
DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN
DE LA UNIVERSIDAD DE MURCIA


Fdo.: Antonio Juan García Fernández

ID: 1210/2015



12.2. COMUNICACIONES Y PÓSTER

Reproducibilidad del dispositivo Speed4Lift para medir la velocidad de ejecución en el entrenamiento de fuerza

Martínez-Cava, A¹, Buendía-Romero, A¹, Hernández-Belmonte, A¹, Morán-Navarro, R¹, Cerezuela-Espejo, V¹, Courel-Ibáñez, J¹, Pallarés J G¹.

¹Facultad de Ciencias del Deporte. Universidad de Murcia. (Alejandro.martinez12@um.es)

Modelo de presentación solicitada: **Comunicación oral.**

Introducción

Científicos y entrenadores deportivos están presenciando en los últimos años un gran crecimiento en la popularidad del entrenamiento de fuerza basado en la velocidad de ejecución (EFBV) (González-Badillo y Sánchez-Medina, 2010; Sánchez-Medina y González-Badillo, 2011). Este enfoque, basado en la velocidad que experimenta la barra durante el entrenamiento de fuerza, es un método válido, fiable y altamente sensible para estimar indicadores clave del rendimiento en el entrenamiento de fuerza, como la intensidad de carga, la fuerza dinámica máxima (1RM), el nivel de esfuerzo y la fatiga neuromuscular durante una serie o sesión de entrenamiento (González-Badillo y Sánchez-Medina, 2010; González-Badillo, Sánchez-Medina, Pareja-Blanco y Rodríguez-Rosell, 2017; Sánchez-Medina, Pallarés, Pérez, Morán-Navarro y González-Badillo, 2017). Por ello es necesario utilizar tecnologías precisas y fiables para asegurar la correcta interpretación de los resultados de las intervenciones que se fundamentan en el EFBV (Hopkins, 2000).

En este contexto, durante la última década se ha desarrollado una amplia gama de instrumentos para medir la velocidad de la barra en los ejercicios de fuerza, que a su vez se fundamentan en distintas tecnologías como las cámaras optoelectrónicas, sistemas basados en análisis de vídeo, acelerómetros y transductores lineales (Courel-Ibáñez et al., 2019; Pérez-Castilla, Piepoli, Delgado-García, Garrido-Blanca y García-Ramos, 2019). Dentro de estas últimas, una de las más utilizadas es el transductor lineal de velocidad T-Force System, que proporciona resultados de velocidad mediante un tacómetro de precisión (González-Badillo y Sánchez-Medina, 2010). La mecánica a través de la cual el dispositivo T-Force System obtiene la variable velocidad se acepta como el criterio estándar para analizar nuevas tecnologías emergentes (García-Ramos, Pérez-Castilla y Martín, 2018). Recientemente, un estudio exhaustivo que examinó la fiabilidad de diferentes tecnologías para la medición de la velocidad de la barra encontró que el dispositivo T-Force System es el más fiable en términos de reproducibilidad (acuerdo inter- e intra- dispositivo para una repetición determinada) y repetibilidad (variación entre repeticiones, llevadas a cabo bajo las mismas condiciones, para un dispositivo) con excelentes resultados (Courel-Ibáñez et al., 2019).

Cuando no se dispone de un transductor lineal de velocidad, una de las mejores alternativas es un transductor lineal de posición, siempre y cuando se tengan en cuenta sus particulares márgenes de error (Courel-Ibáñez et al, 2019). El transductor lineal de posición calcula la velocidad utilizando los datos de tiempo y posición a través de un cable retráctil unido a la barra, que se mueve hacia arriba y hacia abajo cuando el atleta levanta las cargas de entrenamiento (González-Badillo y Sánchez-Medina, 2010). Dentro de la gama de transductores lineales de posición, el dispositivo Speed4lift ha sido lanzado al mercado exitosamente con un asequible precio de 365€, haciendo el EFBV más accesible a los profesionales del deporte. Una investigación reciente encontró que el Speed4Lift es altamente fiable en términos de concordancia inter-dispositivo, sugiriendo que esta herramienta podría ser utilizado como patrón de referencia para analizar nuevos dispositivos emergentes (Pérez-

Castilla et al., 2019). Si bien el estudio anteriormente comentado es la única investigación que ha llevado a cabo un análisis del dispositivo Speed4Lift, el diseño, procedimiento y análisis de datos llevados a cabo nos obligan a cuestionar los resultados obtenidos por este estudio (Courel-Ibáñez et al., 2019).

Objetivos

El objetivo del presente estudio fue analizar la reproducibilidad de la herramienta Speed4Lift a través del grado de acuerdo intra-dispositivo (concordancia entre dos unidades del mismo dispositivo) e inter-dispositivo (concordancia entre la unidad examinada y el criterio de referencia) con la finalidad de identificar sus errores técnicos y niveles de acuerdo respecto al criterio de referencia.

Método

Cuatro varones entrenados participaron de forma voluntaria en este estudio (edad $26,3 \pm 3,0$ años, masa corporal $83,1 \pm 18,5$ kg, altura $172,0 \pm 5,9$ cm). El valor medio de 1RM para SC fue $107,3 \pm 11,0$ kg, ($1,32 \pm 0,19$ normalizado por kg de masa corporal). La experiencia en el entrenamiento de fuerza de los participantes osciló entre 7 y más de 15 años (2-3 sesiones a la semana). No se reportaron limitaciones físicas o lesiones musculoesqueléticas que pudieran afectar las pruebas. Los participantes firmaron un consentimiento informado por escrito. El estudio se realizó en conformidad con la Declaración de Helsinki y fue aprobado por la Comisión de Bioética de la Universidad de Murcia.

Se utilizaron simultáneamente dos tecnologías diferentes (Speed4Lift y T-Force System) en la ejecución sucesiva de cuatro repeticiones en el ejercicio SC para determinar su reproducibilidad por medio del (i) nivel de acuerdo entre dos dispositivos Speed4Lift (concordancia intra-dispositivo) y (ii) entre un dispositivo Speed4Lift en comparación con la herramienta T-Force System utilizada como patrón de referencia (concordancia inter-dispositivo). Este enfoque sigue recomendaciones metodológicas previas para identificar el error técnico inherente a la medición (Courel-Ibáñez et al., 2019; Hopkins, 2000). Cada participante estuvo involucrado en tres sesiones. Aunque los participantes podían ser considerados expertos en el EFBV, todos ellos llevaron a cabo dos sesiones de práctica y familiarización utilizando los protocolos de prueba y el ejercicio analizado. Después de un día de descanso completo se realizó una sesión experimental. En esta sesión, la relación individual carga-velocidad se determinó mediante un test progresivo con cargas en el ejercicio SC. Cada participante realizó cuatro repeticiones ante cargas fijas que oscilaban entre 25 y 95 kg con incrementos de 10 kg, y 5 min de recuperación entre series. Este protocolo permitió evaluar todo el espectro de velocidades que pueden alcanzarse durante cualquier entrenamiento de fuerza (desde velocidades muy rápidas alcanzadas ante las cargas más bajas, hasta velocidades muy lentas desarrolladas al levantar las cargas más pesadas).

Resultados

La tabla 1 e ilustración 1 (ejercicio SC), muestran los resultados de concordancia intra-dispositivo e inter-dispositivo. La comparación intra-dispositivo (relación entre dos unidades del dispositivo Speed4Lift) indicó que el transductor lineal de posición Speed4Lift muestra una alta reproducibilidad y errores muy limitados para las variables (VMP y VP) en este ejercicio ($CCC \geq 0,998$, $CV \leq 1,5\%$, $EEM \leq 0,01 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $CMD \leq 0,04 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $\text{Máx Error}_{EE} = 3,9\% \text{ 1RM}$). El análisis inter-dispositivo (relación entre el Speed4Lift y T-Force System utilizado como patrón de referencia) indicó que el transductor lineal de posición Speed4Lift muestra un alto grado de acuerdo y errores moderados en comparativa con el dispositivo T-Force System ($CCC \geq 0,993$, $CV \leq 2,3\%$, $EEM \leq 0,02 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $CMD \leq 0,07 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $\text{Máx Error}_{EE} \leq 8,2\% \text{ 1RM}$).

Tabla 1. Acuerdo obtenido entre dispositivos (reproducibilidad) para las dos medidas de velocidad (VMP y VP) en el ejercicio de sentadilla completa.

Sentadilla completa (SC)	Acuerdo intra-dispositivo (Speed4Lift vs Speed4Lift)	Acuerdo inter-dispositivo (Speed4Lift vs T-Force System)
Velocidad pico (VP)		
Magnitud de error:		
EEM (m·s ⁻¹)	0,01	0,02
CMD (m·s ⁻¹)	0,04	0,06
CV (%)	0,9	1,4
Máx Error _{est} (%1RM)	3,9	4,2
Acuerdo:		
CCC	0,998	0,996
Dev (%)	0,17	0,42
Velocidad media propulsiva (VMP)		
Magnitud de error:		
EEM (m·s ⁻¹)	0,01	0,02
CMD (m·s ⁻¹)	0,04	0,07
CV (%)	1,5	2,3
Máx Error _{est} (%1RM)	3,6	8,2
Acuerdo:		
CCC	0,998	0,993
Dev (%)	0,2	0,68

NOTA: Explicación de abreviaturas u otros. EEM: error estándar de medida; CMD: cambio mínimo detectable; CV: coeficiente de variación expresado como EEM; EEE: error estándar de estimación; Máx Error: máximo error calculado desde EEE; CCC: coeficiente de correlación de concordancia; Dev: porcentaje de desviación desde 1 (para CCC).

PRESS DE BANCA

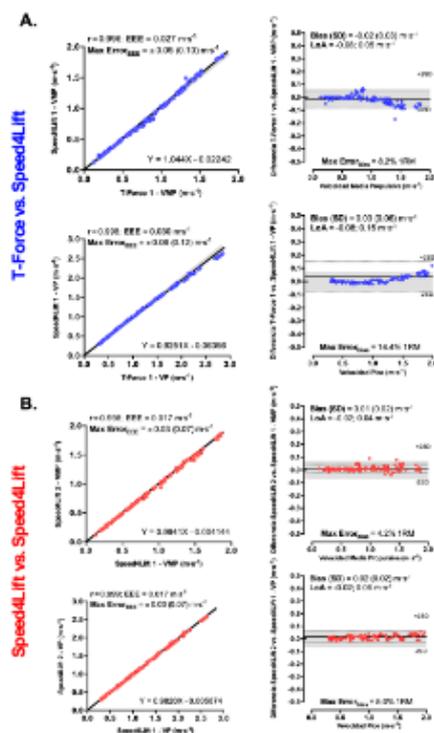


Ilustración 1. Concordancia inter-dispositivo (sección A) e intra-dispositivo (sección B) de la herramienta Speed4Lift para las variables VMP y VP en el ejercicio sentadilla completa. Mientras que el panel izquierdo representa la regresión lineal llevada a cabo, el panel derecho ilustra el análisis Bland-Altman. En este último el área sombreada indica un nivel aceptable de concordancia entre dispositivos (ver Tabla 1) representando diferencias menores del 5% 1RM.

Discusión

Este estudio fue diseñado con el objetivo de examinar la reproducibilidad de la herramienta Speed4Lift a través del grado de acuerdo intra-dispositivo (concordancia entre dos unidades del mismo dispositivo) e inter-dispositivo (concordancia entre la unidad examinada y el criterio de referencia) con la finalidad de identificar sus errores técnicos y niveles de acuerdo respecto al criterio de referencia. En base a los resultados alcanzados en el presente estudio, se propone el dispositivo Speed4Lift como una herramienta reproducible y precisa para la monitorización de la velocidad de desplazamiento de las cargas.

A diferencia de la mayoría de los estudios que han examinado diferentes dispositivos para la monitorización de la velocidad de la barra en el entrenamiento de fuerza, la presente investigación incorporó tres aspectos considerados como fundamentales en los estudios de validez y fiabilidad. En primer lugar, se proporciona un análisis estadístico completo que incluye cálculos valiosos y muy prácticos para transmitir la magnitud de los errores de medición incurridos al utilizar una nueva tecnología o dispositivo. Hasta la fecha, sólo un estudio ha realizado una evaluación similar para determinar la reproducibilidad de diferentes dispositivos para la medición de la velocidad de la barra (Courel-Ibáñez et al., 2019). En segundo lugar, se analiza la concordancia entre dos dispositivos de la misma marca, midiendo simultáneamente la misma realidad (concordancia intra-dispositivo). Este enfoque permitió determinar el error técnico inherente al dispositivo examinado (Hopkins, 2000). En tercer lugar, se evalúa todo el espectro de la relación carga-velocidad en el ejercicio SC. De este modo, es posible constatar la fiabilidad de la tecnología en una amplia gama de velocidades, incluyendo medidas $> 1,00 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, utilizadas de manera común para evaluar el rendimiento de la fuerza en la mayoría de los deportes (González-Badillo et al., 2017).

El transductor lineal de posición Speed4Lift se mostró como una herramienta reproducible para la monitorización la velocidad de desplazamiento de las cargas con aceptables márgenes de error ($\text{CMD} = 0,04 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $\text{MáxError}_{\text{EE}} = 3,6 - 3,9\% \text{ 1RM}$). Aunque estudios anteriores han examinado la concordancia inter-dispositivo de la tecnología Speed4Lift (Pérez-Castilla et al., 2019), no existe evidencia sobre la reproducibilidad intra-dispositivo de esta herramienta. Los buenos resultados de los ejercicios Speed4Lift en SC son comparables a otros transductores lineales de posición como Chronojump (Courel-Ibáñez et al., 2019); además se muestran datos de concordancia superiores a otras tecnologías como los acelerómetros o cámaras optoelectrónicas (Courel-Ibáñez et al., 2019).

Por otro lado, para nuestro conocimiento, hasta la fecha sólo un estudio ha examinado la concordancia inter-dispositivo de Speed4Lift comparado con un sistema de análisis de movimiento en 3D (Pérez-Castilla et al., 2019). Desafortunadamente, es difícil hacer comparaciones directas con este estudio debido a que los autores usaron un patrón de referencia diferente al nuestro y cuya idoneidad para ese fin es cuestionable. Además, resulta extraño el hecho de que los autores reportan datos de velocidad media utilizando el Speed4Lift v2.0, cuando según las especificaciones del fabricante esta versión no proporciona dicha variable. Debido a que se desconoce cómo estos autores han obtenido la variable antes mencionada (velocidad media), no ha sido posible llevar a cabo una comparación con sus datos en el presente trabajo. Finalmente, sus conclusiones se basan en un espectro de la relación carga-velocidad muy limitado que oscila entre $0,38$ y $0,88 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ($\sim 45\text{-}85\% \text{ 1RM}$). Dada la reducción de concordancia a altas velocidades que presentan los transductores lineales de posición, es necesario realizar el análisis de un mayor espectro de la relación carga-velocidad ($> 1,00 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) (Courel-Ibáñez et al., 2019). Además, debido al uso común de altas velocidades para evaluar el rendimiento de la fuerza en la mayoría de los deportes, es

imperativo evaluar todo el espectro de carga-velocidad en las nuevas tecnologías emergentes para EFVB.

Los hallazgos encontrados en el presente estudio sitúan el Speed4Lift como una herramienta adecuada y práctica para evaluar las variables VMP y VP en las intervenciones de EFVB. Todos estos resultados son de gran relevancia desde un punto de vista práctico. Así por ejemplo, el dispositivo Speed4Lift que se analiza en el presente trabajo se puede tomar como un instrumento con suficiente sensibilidad y reproducibilidad para detectar cambios producidos por un programa de entrenamiento de 10 semanas en sujetos bien entrenados ($0,08 - 0,10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) (Pallarés, Cava, Courel-Ibáñez, González-Badillo y Morán-Navarro, 2019), pero no otras manipulaciones que también se han mostrado efectivas pero con menor impacto sobre el rendimiento neuromuscular como el ritmo circadiano o la ingesta de alguna ayuda ergogénica, donde es necesario medir con dispositivos de la máxima precisión (Courel-Ibáñez et al., 2019). Otras tecnologías como los acelerómetros o los sistemas de análisis por filmación de vídeo presentan valores de calidad de la medida sustancialmente peores ($\text{CMD} > 0,15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; Máx Error_{EE} > 10% 1RM), lo que hace que su uso sea poco recomendable en la práctica profesional (Courel-Ibáñez et al., 2019).

Conclusión

Los excelentes resultados de reproducibilidad (concordancia intra-dispositivo e inter-dispositivo) reportados por la herramienta Speed4Lift, la sitúan como una tecnología adecuada para la monitorización del EFVB, siempre y cuando se consideren sus particulares errores de medida (Máx Error_{EE} ≤ 8,2% 1RM).

Referencias

- Courel-Ibáñez, J., Martínez-Cava, A., Morán-Navarro, R., Escribano-Peñas, P., Chavarren-Cabrero, J., González-Badillo, J. J. y Pallarés, J. G. (2019). Reproducibility and repeatability of five different technologies for bar velocity measurement in resistance training. *Annals of Biomedical Engineering*, 47(7), 1-16. doi:10.1007/s10439-019-02265-6
- García-Ramos, A., Pérez-Castilla, A. y Martín, F. (2018). Reliability and concurrent validity of the Velowin optoelectronic system to measure movement velocity during the free-weight back squat. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 13(5), 737-742. doi:10.1177/1747954118791525
- González-Badillo, J. J. y Sánchez-Medina, L. (2010). Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *International Journal of Sports Medicine*, 31(5), 347-352. doi:10.1055/s-0030-1248333
- González-Badillo, J.J., Sánchez-Medina, L., Pareja-Blanco, F., and Rodríguez-Rosell, D. (2017). *Fundamentals of velocity-based resistance training*. 1ª edición. Murcia: Ergotech.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, 30(1), 1-15. doi:10.2165/00007256-200030010-00001
- Pallarés, J. G., Cava, A. M., Courel-Ibáñez, J., González-Badillo, J. J. y Morán-Navarro, R. (2019). Full squat produces greater neuromuscular and functional adaptations and lower pain than partial squats after prolonged resistance training. *European journal of sport science*, 10, 1-10. doi:10.1080/17461391.2019.1612952.
- Pérez-Castilla, A., Piepoli, A., Delgado-García, G., Garrido-Blanca, G. y García-Ramos, A. (2019). Reliability and concurrent validity of seven commercially available devices for the assessment of movement velocity at different intensities during the bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(5), 1258-1265. doi:10.1519/JSC.0000000000003118
- Sánchez-Medina, L. y González-Badillo, J. J. (2011). Velocity loss as an indicator of neuromuscular fatigue during resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(9), 1725-1734. doi:10.1249/MSS.0b013e318213f880
- Sánchez-Medina, L., Pallarés, J., Pérez, C., Morán-Navarro, R. y González-Badillo, J. (2017). Estimation of relative load from bar velocity in the full back squat exercise. *Sports Medicine International Open*, 1(2), E80-E88. doi:10.1055/s-0043-102933

Efectos del rango de movimiento en el ejercicio de Sentadilla sobre las adaptaciones neuromusculares y funcionales

Martínez-Cava, A¹, Hernández-Belmonte, A¹, Morán-Navarro, R¹, Cerezuela-Espejo, V¹, Courel-Ibáñez, J¹, Pallarés J G¹.

¹Facultad de Ciencias del Deporte. Universidad de Murcia. (Alejandro.martinez12@um.es)

Modelo de presentación solicitada: **Comunicación Oral.**

Introducción

La elección del rango de movimiento más efectivo para producir adaptaciones neuromusculares específicas después de un programa de entrenamiento de fuerza ha sido un tema de debate durante las últimas décadas (Bloomquist et al., 2013; Hartmann et al., 2012; Rhea, Kenn, Peterson & Massey, 2016). La sentadilla (ST), es uno de los ejercicios de fuerza más practicados y estudiados (Escamilla, Fleisig, Lowry, Barrentine & Andrew, 2001; Hartmann, Wirth & Klusemann, 2013; Pareja-Blanco, Rodríguez-Rosel, Sánchez-Medina, Gorostiaga & González-Badillo, 2014). De este ejercicio en rango completo surgen diferentes variaciones en función de los ángulos alcanzados en las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo en la posición inferior del ejercicio. Existen cuatro variaciones principales: la sentadilla profunda o completa (ST-C), la sentadilla paralela (ST-P), media sentadilla (ST-M) y cuarto de sentadilla.

Tradicionalmente se ha recomendado entrenar en un rango parcial en este ejercicio (<90° de flexión de la rodilla (ST-M y cuarto de sentadilla) fundamentándose en el principio de especificidad del entrenamiento para deportes como correr o saltar (Rhea et al., 2016). Además, se ha sugerido que el entrenamiento a mayores profundidades (ST-P y ST-C) aumenta las lesiones musculares y tendinosas, especialmente en la rodilla (Escamilla et al., 2001). Sin embargo, al contrario de estas creencias comunes, estudios recientes proponen que las intervenciones de entrenamiento de fuerza prolongadas que involucran ST-P o ST-C maximizan el rendimiento neuromuscular y funcional en principiantes (Bloomquist et al., 2013) y atletas entrenados (Hartmann et al., 2012), e incluso minimizan el riesgo de lesiones en los tejidos pasivos en comparación con rangos más cortos (Hartmann et al., 2013).

Solo dos estudios han examinado los efectos del entrenamiento a diferentes profundidades de ST sobre la fuerza y el rendimiento funcional en atletas bien entrenados y experimentados (Hartmann et al., 2012; Rhea et al., 2016). En ambos estudios, la fuerza máxima, la altura de salto y el rendimiento del sprint se evaluaron después de un programa de entrenamiento periodizado (usando cargas de 10 RM a 2 RM durante 10-16 semanas) en grupos de entrenamiento a diferentes profundidades de sentadilla. Los resultados confirmaron mayores ganancias en la fuerza máxima en la variación específica de sentadillas utilizada en el entrenamiento, en comparación con los otros rangos (Hartmann et al., 2012; Rhea et al., 2016). Sin embargo, los efectos sobre el rendimiento funcional reportados en estos estudios son claramente contradictorios. Mientras que Rhea et al. (2016) describió mayores adaptaciones funcionales (es decir, salto y sprint de 40 yardas) en el grupo de cuarto de sentadilla, Hartmann et al. (2012) solo encontraron adaptaciones positivas en el salto SJ y el salto de contramovimiento CMJ después del entrenamiento en el grupo ST-C. Esta controversia se complica aún más por las diferencias metodológicas existentes entre ambos estudios. Solo Hartmann et al. (2012) incluyó un grupo control que no realizó ningún tipo de entrenamiento de fuerza. Además, Rhea et al. (2016) solicitaron que los participantes

completaran la rutina de entrenamiento con ejercicios de fuerza adicionales diferentes a la sentadilla, sin ningún control del rango en estos, lo que probablemente puede influir en los cambios observados en las variables dependientes de estudio. En ambas investigaciones, los participantes levantaron cargas de hasta el 95% de su máximo (1RM), alcanzando el fallo muscular en cada sesión (Rhea et al., 2016) e incluso realizaron repeticiones forzadas (Hartmann et al., 2012). Estos procedimientos contradicen de alguna manera los hallazgos recientes que mostraron que el entrenamiento contra cargas muy altas (> 85% 1RM) y alcanzar el fallo muscular, tiene un impacto negativo en el rendimiento funcional de los atletas (Morán-Navarro et al., 2017; Pareja-Blanco, Sánchez-Medina, Suárez-Arrones, & González-Badillo, 2017). Además, ni el estudio de Rhea et al. (2016) ni el de Hartmann et al. (2012) pudieron verificar los efectos sobre la relación carga-velocidad del entrenamiento a diferentes profundidades en ST (p. Ej., cargas ligeras VS pesadas) o en su rendimiento cardiorespiratorio. Por lo tanto, parece que estos resultados contradictorios y la falta de evidencia sólida requieren una mayor investigación en un ensayo controlado aleatorio cuidadosamente diseñado.

Objetivos

- i. Conocer los efectos que el entrenamiento de fuerza en el ejercicio de ST a diferentes rangos de movimiento, genera sobre las adaptaciones neuromusculares del individuo: fuerza dinámica máxima, fuerza dinámica máxima relativa, fuerza explosiva, déficit de fuerza y potencia muscular.
- ii. Conocer los efectos que el entrenamiento de fuerza en los ejercicios más habituales del tren superior e inferior a diferentes rangos de movimiento, genera sobre las adaptaciones funcionales del individuo: capacidad de salto, capacidad de aceleración, capacidad y potencia anaeróbica del tren inferior.

Método

La muestra estuvo formada por cincuenta y tres hombres ($n=53$; edad 23.0 ± 4.4 años, masa corporal 76.0 ± 12.8 kg, altura 174.0 ± 7.4 cm, grasa corporal $12.1 \pm 4.9\%$), todos ellos tenían experiencia en el entrenamiento de fuerza por velocidad y se ofrecieron voluntarios para participar en el estudio. Su fuerza inicial de 1 RM fue de 87.3 ± 15.0 kg y FR de 1.17 ± 0.24 . En los 6 meses anteriores a este estudio, los sujetos completaron 2–4 sesiones de entrenamiento de fuerza por semana, incluido el ejercicio de ST como parte de su acondicionamiento y por lo tanto estaban acostumbrados a realizar este ejercicio con la técnica correcta. Los sujetos fueron asignados aleatoriamente de forma equilibrada de acuerdo con su fuerza inicial en el rango completo a cada uno de los cuatro grupos (tres experimentales y uno control). Los grupos experimentales se clasificaron según la variación del rango de movimiento que realizasen durante la intervención del programa de fuerza: ST-C ($n=13$), ST-P ($n=13$), ST-M ($n=13$), GC ($n=14$). Los miembros del GC suspendieron completamente cualquier tipo de programa de entrenamiento físico.

La batería de test que se desarrolló la semana anterior al comienzo de la intervención (T0), y a las 10 semanas de entrenamiento (T1) estuvo compuesta por las siguientes valoraciones. (i) Curva Carga-Velocidad y Carga-Potencia hasta el 1RM en los tres rangos de movimiento seleccionados (completa, paralela y media). (ii) Test de salto con contramovimiento (CMJ). (iii) Test de capacidad de aceleración en carrera. (iv) Wingate de brazos y piernas

Tras la última valoración de T0, los participantes se distribuyeron en tres grupos (uno por cada rango de movimiento) de forma contrabalanceada y en paralelo atendiendo al valor promedio de Fuerza Dinámica Máxima relativa a su masa corporal en ambos ejercicios en su rango completo de movimiento. Una vez definidos los grupos, estos fueron sometidos a un ciclo completo de entrenamiento de fuerza periodizado de 10 semanas, con una frecuencia de 2 sesiones semanales y un descanso de al menos 72 horas entre cada sesión, es decir,

tres posibles configuraciones: i) lunes y jueves; ii) martes y viernes o iii) miércoles y sábados. La magnitud de las cargas (entre el 60% - 80% 1RM), el número de series (4- 5), repeticiones (8-4) y tiempo de descanso inter-series (3 min) fue exactamente igual para todos los grupos en cada sesión de entrenamiento. De acuerdo a la propuesta de periodización de las cargas, la programación evolucionó progresivamente hacia un incremento de la intensidad y un descenso del volumen, tal y como se ha mostrado efectivo recientemente en ciclos de fuerza similares con participantes del mismo nivel de rendimiento (Pareja-Blanco et al., 2014)

Resultados

Hubo tres abandonos durante el estudio, uno en el grupo ST-C debido a problemas personales y la imposibilidad de completar el programa de entrenamiento al completo, y dos en el grupo ST-M debido a importantes dolores cervicales y molestias. El cumplimiento del programa de entrenamiento fue del 100% de todas las sesiones para los participantes que completaron el estudio. No se encontraron diferencias significativas entre los grupos en T0 para ninguna de las variables analizadas.

Tabla 1. Cambios en las variables de rendimiento funcional pre y post entrenamiento.

Grupo	Variable	Pre-post		
		T0	T1	ES
ST-C (n = 12)	WGT _{PEAK} (W)	1035 ± 185	1103 ± 200	0.35
	WGT _{MEAN} (W)	677 ± 84	707 ± 72	0.38
	CMJ (cm)	35.8 ± 5.3	40.4 ± 5.5*	0.85
	Tiempo 0-20m (s)	2.95 ± 0.14	2.88 ± 0.15	0.48
ST-P (n = 13)	WGT _{PEAK} (W)	855 ± 323	906 ± 338	0.15
	WGT _{MEAN} (W)	643 ± 79	667 ± 75	0.31
	CMJ (cm)	34.0 ± 5.6	37.1 ± 5.5	0.56
	Tiempo 0-20m (s)	2.96 ± 0.11	2.93 ± 0.09	0.30
ST-M (n = 11)	WGT _{PEAK} (W)	996 ± 121	984 ± 103	-0.11
	WGT _{MEAN} (W)	650 ± 211	656 ± 59	0.04
	CMJ (cm)	33.9 ± 6.6	35.7 ± 6.3	0.28
	Tiempo 0-20m (s)	2.94 ± 0.09	2.94 ± 0.09	<0.01
Control (n = 14)	WGT _{PEAK} (W)	1023 ± 121	1020 ± 134	0.02
	WGT _{MEAN} (W)	648 ± 57	642 ± 65	0.10
	CMJ (cm)	37.5 ± 5.1	36.2 ± 5.1	0.25
	Tiempo 0-20m (s)	2.92 ± 0.14	2.97 ± 0.12	0.38

Nota: Los datos son medias ± DE. ES: tamaño del efecto; ST-C: sentadilla completa; ST-P: sentadilla paralela; ST-M: Media sentadilla; WGT_{PEAK}: potencia máxima de Wingate; WGT_{MEAN}: potencia media de Wingate; CMJ: salto con contramovimiento. * Diferencias significativas en comparación con T0.

> ST-P > ST-M). Sin embargo, todos los sujetos mejoraron significativamente más en la profundidad específica a la que entrenaron (es decir, ST-C para el grupo ST-C, ST-P para el grupo ST-P y ST-M para el grupo ST-M, $p < 0.05$; Figura 1). Los incrementos en el rendimiento funcional (Tabla 1) en WGT_{PEAK}, WGT_{MEAN} y CMJ fueron superiores en ST-C (4.3–12.8%; ES = 0.35–0.85) y ST-P (3.8–9.0%; ES = 0.15–0.56) en comparación con ST-M (-1.2–5.3%; ES = 0.11–0.28). Los registros para la prueba de Aceleración 0–20 m muestra mejoras para ST-C (-2.4%; ES = 0.48) y ST-P (-1.0%; ES = 0.30), mientras que ST-M se mantuvo sin cambios (<0.1%; ES <0.01).

El grupo ST-C aumentó en todos los parámetros neuromusculares (Figura 1) para las tres variaciones de ST. El grupo ST-C presentó mejoras significativas en todos los parámetros neuromusculares ($p < 0.05$; 7.2–14.8%; ES = 0.72–1.45), excepto el 1RM y 1RM / MC para los ejercicios ST-C y ST-M ($p > 0.05$; 8.8–10.1%; ES = 0.37–0.61). El grupo ST-M no logró mejoras significativas en el rendimiento neuromuscular ($p > 0.05$), aunque se encontraron tamaños de efectos medios para el ejercicio ST-M (ES = 0.33-0.48). El grupo control disminuyó en todos los parámetros neuromusculares, principalmente en el rendimiento 1RM y 1RM / MC ($p < 0.05$; -8.1–-13.8%; ES = 0.95–1.32).

Las comparaciones entre los tres grupos de entrenamiento en términos absolutos y relativos (Figura 1) revelaron que cuanto mayor es la profundidad de la sentadilla, mayores son los incrementos en la fuerza (ST-C

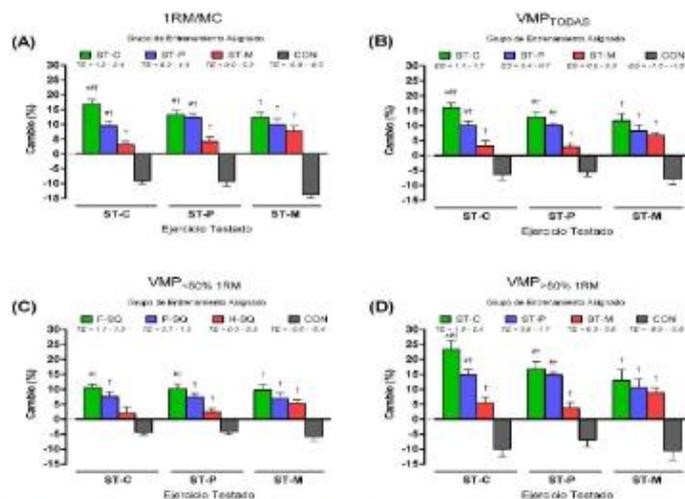


Ilustración 1. Cambios en la relación de fuerza relativa (A) y la velocidad desarrollada contra todas las cargas (B), bajas (<50% 1RM - C) y altas (> 50% 1RM - D) comunes a las pruebas previas y posteriores. ST-C: Sentadilla Completa; ST-P: Sentadilla Paralela; ST-M: Sentadilla Media; CON: Control. * Diferencias significativas en comparación con el grupo ST-P; # Diferencias significativas en comparación con el grupo ST-M; † Diferencias significativas en comparación con el grupo CON. ES = rango del tamaño del efecto para cada grupo de entrenamiento de fuerza. Los datos se presentan como media \pm SEM.

Discusión

Los principales hallazgos fueron: (i) el entrenamiento en el rango ST-C obtuvo las mayores mejoras neuromusculares en todos los parámetros de rendimiento para las tres variaciones de ST (ST-C, ST-P y ST-M) después de 10 semanas de entrenamiento, (ii) los sujetos de los tres grupos de entrenamiento de ST mejoraron significativamente más en el rango de movimiento específico en el que entrenaron y, (iii) diez semanas de interrupción de entrenamiento de fuerza en atletas moderada/altamente entrenados (grupo de control) redujeron significativamente la fuerza neuromuscular, principalmente contra cargas altas.

Estos hallazgos confirman que la ST-C y ST-P, con la técnica correcta y las cargas adecuadas, son los ejercicios más seguros y efectivos para mejorar la fuerza y el rendimiento funcional en atletas bien entrenados. La evidencia respalda la recomendación de que el entrenamiento en rangos más profundos (ST-C y ST-P) provoca las mayores adaptaciones de fuerza neuromuscular después de programas de entrenamiento prolongados (10-12 semanas) (Bloomquist et al., 2013; Hartmann et al., 2012). Otros autores, en cambio, sugieren mayores mejoras después de 16 semanas de entrenamiento periodizado en rangos más cortos, como el cuarto de sentadilla (Rhea et al., 2016). Nuestros hallazgos corroboran la primera suposición y demuestran que la ST-C y ST-P son los mejores y segundos mejores ejercicios para aumentar la fuerza neuromuscular, tanto en la fuerza dinámica máxima (1RM) como en la fuerza submáxima ante cargas bajas (<50% 1RM) y altas (> 50% 1RM). Y más importante aún, trabajar en estos ángulos produjo aumentos moderados y altos en 1RM, 1RM/MC y VMP en las tres profundidades de ST. A su vez, el entrenamiento en rangos más corto, como la ST-M (ángulo de rodilla de 90 °) resultó reportar menores incrementos de rendimiento y la peor transferencia a otras profundidades.

Algunos autores señalaron que se producirían mayores mejoras y adaptaciones en el ángulo específico del rango de entrenamiento (Rhea et al., 2016). Nuestros hallazgos respaldan en parte este argumento al mostrar los incrementos más altos en el rendimiento

neuromuscular en cada profundidad de ST analizada en cada grupo. Sin embargo, según nuestros datos, cuanto más profunda fue la ST, mayores fueron los incrementos en todas las variaciones. Esto significa que el entrenamiento en ST-C produjo ganancias de fuerza mayores (o al menos iguales) en cualquiera de las tres variaciones de sentadilla.

Asimismo, la ST-P obtuvo mejores resultados que la ST-M en las tres variaciones. Más importante aún, el entrenamiento en ST más profunda dio lugar a mejoras funcionales moderadas/altas en el salto (CMJ) y la aceleración (Tiempo 0-20 m). Aunque estos cambios no fueron significativos (Tabla 1), los porcentajes de cambio y los tamaños del efecto obtenidos después de la intervención denotan claramente un mayor impacto en la capacidad funcional para los grupos ST-C y ST-P. Estos resultados confirman los reportados en estudios previos (Bloomquist et al., 2013; Hartmann et al., 2012). En conjunto, estos hallazgos indican que, entre las variaciones estudiadas, el entrenamiento en ST-C y ST-P produjo la mayor transferencia a otros rangos y las mayores adaptaciones funcionales. Por lo tanto, la recomendación de que el entrenamiento en un rango específico dará como resultado un mejor rendimiento en movimientos similares debe revisarse.

Conclusión

Los rangos completos de entrenamiento tanto en el ejercicio de PB como en ST son un ejercicio más efectivo que las variaciones parciales del rango para mejorar el rendimiento de fuerza después de un programa de entrenamiento continuo. Nuestros hallazgos cuestionan radicalmente la recomendación de que se produzcan mayores mejoras y adaptaciones en el ángulo específico del rango de entrenamiento. Este es el primer estudio que utiliza métodos basados en la velocidad para controlar cada repetición, así como para evaluar los cambios en el rendimiento neuromuscular después de una intervención de entrenamiento prolongada basada en diferentes rangos de entrenamiento en la extremidad superior e inferior.

Referencias

- Bloomquist, K., Langberg, H., Karlsen, S., Madsgaard, S., Boesen, M., & Raastad, T. (2013). Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. *European Journal of Applied Physiology*, 113(8), 2133–2142. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2642-7>
- Escamilla, R F, Fleisig, G. S., Lowry, T. M., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6), 984–998. <https://doi.org/10.1097/00005768-200106000-00019>
- González-Badillo, J.J., & Sánchez-Medina, L. (2010). Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *International Journal of Sports Medicine*, 31(5), 347–352. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1248333>
- Hartmann, H., Wirth, K., & Klusemann, M. (2013). Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load. *Sports Medicine*, 43(10), 993–1008. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0073-6>
- Hartmann, H., Wirth, K., Klusemann, M., Dalic, J., Matuschek, C., & Schmidtbleicher, D. (2012). Influence of squatting depth on jumping performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(12), 3243–3261. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31824ede62>
- Morán-Navarro, R., Martínez-Cava, A., Sánchez-Medina, L., Mora-Rodríguez, R., González-Badillo, J.J., & Pallarés, J. G. (2017). Movement velocity as a measure of level of effort during resistance exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002017>
- Pareja-Blanco, F., Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Gorostiaga, E. M., & González-Badillo, J.J. (2014). Effect of Movement Velocity during Resistance Training on Neuromuscular Performance. *International Journal of Sports Medicine*, 35(11), 916–924. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1363985>
- Pareja-Blanco, F., Sánchez-Medina, L., Suárez-Arrones, L., & González-Badillo, J.J. (2017). Effects of Velocity Loss During Resistance Training on Performance in Professional Soccer Players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(4), 512–519. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2016-0170>
- Rhea, M. R., Kenn, J. G., Peterson, M. D., & Massey, D. (2016). Joint-angle specific strength adaptations influence improvements in power in highly trained athletes. *Human Movement*, 17(1), 43–49. <https://doi.org/https://doi.org/10.1515/humo-2016-0006>

Efectos del rango de movimiento sobre la relación carga-velocidad en el ejercicio press de banca

Hernández-Belmonte, A¹, Martínez-Cava, A¹, Morán-Navarro, R¹, Courel-Ibáñez, J¹, Conesa-Ros, E¹, González-Badillo, JJ², Pallarés, JG.

¹Human Performance and Sports Science Laboratory. Faculty of Sport Sciences, University of Murcia, Spain
(alejandro.hernandez7@um.es; alejandro.mcava@gmail.com; ricardomorannavarro@gmail.com;
javier.courel.ibanez@gmail.com; econesaros@um.es; jgpallares@um.es)

²Faculty of Sport, Pablo de Olavide University, Seville, Spain (jjgbadi@gmail.com)

Modelo de presentación solicitada: **Póster**

Introducción

El entrenamiento de fuerza basado en la velocidad (EFVB), se ha asentado como un método válido, fiable y altamente sensible para estimar indicadores clave del rendimiento en el entrenamiento de fuerza, como la intensidad de la carga (% 1RM), la fuerza dinámica máxima (1RM), el nivel de esfuerzo y la fatiga neuromuscular durante una serie o sesión de entrenamiento (González-Badillo, Sánchez-Medina, Pareja-Blanco y Rodríguez-Rosell, 2017). Una de las principales aportaciones del EFVB, es la relación carga-velocidad, que permite al deportista conocer el % 1RM que se encuentra utilizando, con la única realización de una repetición con una carga absoluta a la máxima velocidad intencional (González-Badillo y Sánchez-Medina, 2010). Ahora bien, aunque esta relación carga-velocidad ha sido constatada en la mayoría de ejercicios básicos como el press de banca (PB) (Sánchez-Medina, Pérez y Pallarés, 2014), sentadilla (Martínez-Cava, Morán-Navarro, Sánchez-Medina, González-Badillo y Pallarés, 2019) o remo tumbado (Sánchez-Medina et al. 2014), se desconoce si la modificación del rango de movimiento (ROM) podría tener un efecto sobre esta relación. Referente a este aspecto, un estudio reciente ha demostrado que existen grandes diferencias en la relación carga-velocidad y carga-potencia, en función del ROM utilizado en el ejercicio de sentadilla (Martínez-Cava et al. 2019). Por tanto, es necesario extender este conocimiento a otros ejercicios principales del tren superior como el PB.

Objetivos

El objetivo del presente estudio fue analizar la influencia del ROM sobre la relación carga-velocidad y la 1RM en el ejercicio PB.

Metodología

Participantes

Cuarenta y dos varones entrenados participaron voluntariamente en esta investigación. Para su inclusión en el presente estudio, los participantes debían cumplir los siguientes criterios de inclusión: a) tener un valor de 1RM relativa al peso corporal mayor o igual a 0.80 en el ejercicio PB completo y b) ausencia de limitaciones físicas, problemas de salud o lesiones musculoesqueléticas. El estudio, el cual se llevó a cabo de acuerdo con la Declaración de Helsinki, fue aprobado por la Comisión Ética de la Universidad de Murcia.

Procedimientos

Cada participante realizó un total de 13 sesiones separadas de 48-72h. La primera sesión se utilizó para la evaluación de la composición corporal, el registro de los datos

personales y la administración de un cuestionario de historia de salud, el examen médico y la identificación de la posición de inicio en el ejercicio PB, de cada una de las tres variaciones de ROM: completa (PB_{FULL}), dos tercios ($PB_{2/3}$) y un tercio ($PB_{1/3}$), descritas posteriormente en detalle. A continuación, en un orden aleatorizado, cada sujeto realizó tres sesiones de familiarización para cada variante de ROM. Tras las sesiones de familiarización y utilizando una máquina Smith, se determinaron las relaciones carga-velocidad por medio de un test progresivo con cargas hasta la 1RM (descrito en Sánchez-Medina et al. 2014) para cada una de las tres variantes de PB analizadas. La 1RM fue definida como la carga más pesada que cada sujeto podía levantar correctamente mientras realizaba la ROM completa para cada variante del ejercicio PB, sin ninguna ayuda externa. Se analizaron las cargas absolutas (kg), el porcentaje de la 1RM (% 1RM) y la 1RM relativa al peso corporal (1RM/PC)

Técnica de ejecución del ejercicio press de banca

El ROM individual para cada variante del ejercicio PB fue cuidadosamente determinado durante la primera sesión de familiarización, y posteriormente replicado en cada repetición con la ayuda de dos soportes (± 1 cm de precisión) ubicados a ambos lados del sujeto (Pallarés, Sánchez-Medina, Pérez, De La Cruz-Sánchez y Mora-Rodríguez, 2014). Con los codos completamente extendidos y los hombros en contacto con el banco (posición final), los participantes debían descender la barra con un movimiento continuo hasta alcanzar la posición concéntrica inicial previamente determinada, para cada variante analizada:

- *Completo (PB_{FULL}): descenso hasta que la barra contacta con el pecho, es decir, ROM completo.*
- *Dos tercios ($PB_{2/3}$): descenso hasta que la barra alcance dos tercios del ROM completo.*
- *Un tercio ($PB_{1/3}$): descenso hasta que la barra alcance un tercio del ROM completo.*

Un transductor lineal de velocidad (T-Force System®, Ergotech, Murcia, Spain) con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz determinó automáticamente la fase concéntrica y excéntrica de cada repetición. Se examinaron las siguientes medidas de la fase propulsiva en cada una de las tres variantes de PB: velocidad media (VM), velocidad media propulsiva (VMP) y posición de la barra, tanto absoluta ($m \cdot s^{-1}$ y cm), como relativa (%).

Análisis estadístico

Fueron utilizados métodos estadísticos estándar para el cálculo de las medidas, desviaciones estándar (SD), intervalos de confianza (IC) y coeficiente de correlación de Pearson (r). Las relaciones entre la carga (% 1RM) y la velocidad, fueron examinadas a través del ajuste de polinomios de segundo grado (R^2). El desplazamiento concéntrico y la 1RM para las tres variantes de PB, fueron analizadas utilizando el estadístico ANOVA de un factor. Después de una prueba F de significación, las diferencias entre medias fueron identificada a través una comparación por pares mediante la prueba de Scheffé. La significación fue aceptada a un nivel de $p < 0.05$. Los análisis fueron realizados con el software SPSS versión 20.0 (IBM Corp., Armonk, NY).

Resultados

Como se muestra en la Tabla 1, tanto la 1RM como la 1RM/PC fueron significativamente diferentes entre variantes, disminuyendo el valor de 1RM a medida que aumentaba el ROM: $PB_{FULL} < PB_{2/3} < PB_{1/3}$. No se encontraron diferencias en la VMP correspondiente a la carga de la 1RM entre las tres variaciones de ROM analizadas ($p > 0.05$)

Tabla 1. Comparación de la 1RM (kg), VMP registrada ante la carga de la 1RM y desplazamiento concéntrico, en las tres variantes de PB analizadas: ROM completa (PB_{FULL}), dos tercios (PB_{2/3}) y un tercio (PB_{1/3}).

	PB _{FULL}	PB _{2/3}	PB _{1/3}
1RM y desplazamiento			
1RM (kg)	77.8 ± 14.7	90.9 ± 15.3*	111.8 ± 22.2*
1RM/PC	1.01 ± 0.21	1.16 ± 0.22*	1.42 ± 0.24*
1RM VMP (m·s ⁻¹)	0.16 ± 0.04	0.18 ± 0.03	0.17 ± 0.03
Desplazamiento concéntrico (cm)	43.3 ± 3.11	29.6 ± 2.62*	14.8 ± 2.18*
% Desplazamiento completo (%)	100	68 ± 1*	34 ± 1*

NOTA: 1RM: repetición máxima; 1RM/PC: 1RM relativa al peso corporal; VMP: velocidad media propulsiva; *Diferente significativamente en comparación con el PB_{FULL}; *Diferente significativamente en comparación con el PB_{2/3} (p < 0.05).

En las tres variantes analizadas, se encontró una relación muy ajustada entre la velocidad de la barra y el % 1RM, tanto para la VMP: (PB_{FULL}: R² = 0.965, PB_{2/3}: R² = 0.960, PB_{1/3}: R² = 0.935), como para la VM (PB_{FULL}: R² = 0.966, PB_{2/3}: R² = 0.961, PB_{1/3}: R² = 0.945), teniendo como resultado las siguientes ecuaciones de segundo grado:

Para la VMP:

$$PB_{FULL} \text{ Carga} = 11.74 \text{ VMP}^2 - 82.96 \text{ VMP} + 115.6$$

$$PB_{2/3} \text{ Carga} = 26.02 \text{ VMP}^2 - 112.46 \text{ VMP} + 120.9$$

$$PB_{1/3} \text{ Carga} = 61.60 \text{ VMP}^2 - 165.93 \text{ VMP} + 125.56$$

Para la VM:

$$PB_{FULL} \text{ Carga} = 10.20 \text{ VM}^2 - 84.34 \text{ VM} + 116.2$$

$$PB_{2/3} \text{ Carga} = 28.277 \text{ VM}^2 - 119.1 \text{ VM} + 122.6$$

$$PB_{1/3} \text{ Carga} = 67.677 \text{ VM}^2 - 177.55 \text{ VM} + 128.1$$

Los ajustes de las curvas individuales para cada variante ofrecieron una R² de 0.991 ± 0.008 (rango: 0.970-0.999; CV = 0.81 %) para el PB_{FULL}, R² de 0.993 ± 0.004 (rango: 0.975-1.000; CV = 0.4 %) para el PB_{2/3} y R² de 0.989 ± 0.009 (rango: 0.965-0.997; CV = 0.93 %) para el PB_{1/3}. Por su parte, la VMP estimada para cada % 1RM (Tabla 2) fue diferente en cada variante del PB ante cargas de entre el 30-95% 1RM (p < 0.05), pero similar para las cargas asociada al 1RM (0.21 ± 0.03 para PB_{FULL}, 0.20 ± 0.03 para el PB_{2/3} y 0.17 ± 0.04 para el PB_{1/3}; p > 0.05).

Discusión

Nuestros hallazgos añaden una nueva perspectiva a las aplicaciones del EFVB para la prescripción de entrenamiento, al proporcionar datos sobre la relación carga-velocidad completa en el ejercicio PB a tres ROMs diferentes. La VMP alcanzada antes cargas inferiores a la 1RM (30-95% 1RM) fue mayor a medida que aumentaba el ROM (PB_{FULL} > PB_{2/3} > PB_{1/3}). A pesar de ello, se observaron relaciones ajustadas entre la carga relativa (% 1RM) y la VMP, incrementando este ajuste cuando se analizaron las curvas individuales para cada variante. Estas relaciones extremadamente estrechas, permiten determinar con gran precisión la carga (% 1RM) que se utiliza en cada variante del ejercicio PB, con la única realización de una repetición llevada a cabo a la máxima velocidad intencional (González-Badillo y Sánchez-Medina, 2010).

Por otro lado, se detectó un hallazgo interesante en la relación entre el desplazamiento y la 1RM. Mientras que el desplazamiento concéntrico medio mostró una disminución proporcional entre las tres variaciones de PB analizadas (PB_{FULL} vs. PB_{2/3}: -13,7 cm, 31,6%; PB_{2/3} vs. PB_{1/3}: -14,8 cm, 34,2%), los valores de 1RM mostraron un aumento desproporcionado entre PB_{2/3} y PB_{1/3} (PB_{FULL} vs. PB_{2/3}: +13,1 kg, 14,4%; PB_{2/3} vs. PB_{1/3}: +20,9 kg, 18,7%) (Tabla 1).

Tabla 2. Velocidad Media Propulsiva ($m \cdot s^{-1}$) estimada para cada carga (% 1RM) en las tres variantes del ejercicio press de banca (PB): ROM completo (PB_{FULL}), dos tercios (PB_{2/3}) y un tercio (PB_{1/3}) (n = 42).

Carga (%1RM)	PB _{FULL}		PB _{2/3}		PB _{1/3}	
	VMP ($m \cdot s^{-1}$)	95% IC ($m \cdot s^{-1}$)	VMP ($m \cdot s^{-1}$)	95% IC ($m \cdot s^{-1}$)	VMP ($m \cdot s^{-1}$)	95% IC ($m \cdot s^{-1}$)
30	1.23 ± 0.07	1.20-1.25	1.06 ± 0.07*	1.04-1.08	0.83 ± 0.08**	0.80-0.85
35	1.15 ± 0.06	1.13-1.17	0.99 ± 0.07*	0.97-1.01	0.77 ± 0.07**	0.75-0.79
40	1.07 ± 0.06	1.06-1.09	0.91 ± 0.07*	0.89-0.93	0.70 ± 0.07**	0.68-0.72
45	0.99 ± 0.06	0.97-1.01	0.84 ± 0.06*	0.82-0.86	0.64 ± 0.06**	0.62-0.66
50	0.91 ± 0.05	0.89-0.93	0.77 ± 0.06*	0.75-0.78	0.58 ± 0.06**	0.56-0.60
55	0.83 ± 0.05	0.81-0.85	0.70 ± 0.06*	0.69-0.72	0.53 ± 0.06**	0.51-0.55
60	0.76 ± 0.05	0.75-0.78	0.64 ± 0.05*	0.63-0.66	0.48 ± 0.06**	0.46-0.50
65	0.68 ± 0.05	0.67-0.70	0.57 ± 0.05*	0.56-0.59	0.43 ± 0.05**	0.41-0.45
70	0.61 ± 0.05	0.60-0.63	0.51 ± 0.05*	0.50-0.53	0.38 ± 0.05**	0.36-0.39
75	0.54 ± 0.05	0.53-0.55	0.45 ± 0.04*	0.44-0.47	0.34 ± 0.05**	0.32-0.35
80	0.47 ± 0.04	0.46-0.48	0.40 ± 0.04*	0.39-0.42	0.30 ± 0.04**	0.28-0.31
85	0.41 ± 0.04	0.40-0.42	0.35 ± 0.04*	0.34-0.36	0.26 ± 0.04**	0.24-0.27
90	0.34 ± 0.04	0.33-0.35	0.30 ± 0.04*	0.29-0.31	0.23 ± 0.04**	0.22-0.24
95	0.28 ± 0.03	0.27-0.29	0.25 ± 0.04*	0.24-0.26	0.20 ± 0.04**	0.19-0.21
100	0.21 ± 0.03	0.19-0.22	0.20 ± 0.03	0.19-0.22	0.17 ± 0.04	0.16-0.19

NOTA: VMP: Velocidad media propulsiva; IC: Intervalo de confianza; * Diferente significativamente en comparación con el PB_{FULL}; ** Diferente significativamente en comparación con el PB_{2/3} (p < 0.001).

Este aumento desproporcionado en la 1RM asociada al PB_{1/3} en comparación con el PB_{2/3}, podría explicarse por la presencia de parte de la región de adherencia ("sticking region", en inglés) en la variante PB_{2/3}. Los resultados del presente estudio se muestran en la misma línea que los obtenidos por Massey, Vincent, Maneval, Moore y Johnson (2004) y Mookerjee y Ratamess (1999), quienes encontraron que los sujetos eran capaces de levantar pesos más altos con un rango parcial (evitando la región de adherencia) en comparación con el rango completo en el ejercicio de PB.

De hecho, esta estrategia de evitar la zona o región de adherencia con el objetivo de incrementar la 1RM es común en powerlifters. Estos atletas, tienen como objetivo principal levantar la mayor cantidad de peso posible en el ejercicio PB, entre otros. Para ello, generan una reducción voluntaria del ROM a través de diferentes estrategias tales como modificaciones posturales (por ejemplo, un arco lumbar pronunciado o una retracción escapular acentuada) (García-Ramos et al. 2018) o amplios agarres (Gomo y van den Tillaar, 2016) reduciendo el desplazamiento del ejercicio PB de un ROM completo (PB_{FULL}), a dos tercios (PB_{2/3}), o incluso a un tercio (PB_{1/3}).

Conclusión

El principal hallazgo del presente estudio nos permite concluir que la variable ROM modifica, tanto la relación carga-velocidad, como 1RM en el ejercicio PB. Estos resultados podrían tener una gran implicación, tanto para la prescripción de la carga como para la monitorización de los efectos del entrenamiento.

Bibliografía

- García-Ramos, A., Pérez-Castilla, A., Villar Macías, F. J., Latorre-Román, P. A., Párraga, J. A. and García-Pinillos, F. (2018). Differences in the one-repetition maximum and load-velocity profile between the flat and arched bench press in competitive powerlifters. *Sports Biomechanics*, 1-13.
- Gomo, O. and van den Tillaar, R. (2016). The effects of grip width on sticking region in bench press. *Journal of Sports Sciences*, 34, 232-238
- González-Badillo, JJ. and Sánchez-Medina, L. (2010). Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *International Journal of Sport Medicine*, 31, 347-352
- González-Badillo, JJ., Sánchez-Medina, L., Pareja-Blanco, F. y Rodríguez-Rosell, D. (2017). *Fundamentals of velocity-based resistance training*. Murcia: Ergotech.
- Martínez-Cava, A., Morán-Navarro, R., Sánchez-Medina, L., González-Badillo, JJ. and Pallarés, JG. (2019). Velocity- and power-load relationships in the half, parallel and full back squat. *Journal of Sports Sciences*, 37, 1088-1096.
- Massey, CD., Vincent, J., Maneval, M., Moore, M. and Johnson, JT. (2004). An analysis of full range of motion vs partial range of motion in the development of strength in untrained men. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 4, 518-521
- Mookerjee, S. and Ratamess, N. (1999). Comparison of strength differences and joint action durations between full and partial range-of-motion bench press exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 13, 76-81.
- Pallarés, JG., Sánchez-Medina, L., Perez, CE., De La Cruz-Sanchez, E. and Mora-Rodriguez, R. (2014). Imposing a pause between the eccentric and concentric phases increases the reliability of isoinertial strength assessments. *Journal of Sports Sciences*, 32, 1165-1175.
- Sánchez-Medina, L., Gonzalez-Badillo, JJ., Perez, CE., and Pallarés, JG. (2014). Velocity- and power-load relationships of the bench pull vs. bench press exercises. *International Journal of Sports Medicine*, 35, 209-216.
- Sánchez-Medina, L., Perez, CE., and Gonzalez-Badillo, JJ. (2010) Importance of the propulsive phase in strength assessment. *International Journal of Sports Medicine*, 31, 123-129.

Rango de movimiento completo vs. parcial en el ejercicio press de banca: adaptaciones neuromusculares tras un periodo de entrenamiento

Hernández-Belmonte, A¹, Martínez-Cava, A¹, Courel-Ibáñez, J¹, Morán-Navarro, R¹, González-Badillo, JJ², Pallarés, JG.

¹Human Performance and Sports Science Laboratory. Faculty of Sport Sciences, University of Murcia, Spain

(alejandro.hernandez7@um.es; alejandro.mcava@gmail.com; javier.courel.ibanez@gmail.com;

ricardomorannavarro@gmail.com; jgpallares@um.es)

²Faculty of Sport, Pablo de Olavide University, Seville, Spain (jjgbadi@gmail.com)

Modelo de presentación solicitada: **Comunicación Oral**

Introducción

La elección del rango de movimiento (ROM) más efectivo para producir adaptaciones neuromusculares específicas tras un determinado programa de entrenamiento de fuerza (EF) ha sido objeto de debate (Newmire y Willoughby, 2018). Además de los ejercicios convencionales realizados con un ROM completo, algunos autores consideran que el entrenamiento utilizando un ROM parcial es beneficioso, ya que permite levantar mayores cargas, disminuye la inhibición neural, aumenta la fuerza producida y mejora la coordinación de los músculos agonistas y sinergistas (Massey, Vincent, Maneval, Moore y Johnson, 2004; Massey, Vincent, Maneval y Johnson, 2005). Sin embargo, mientras que este aspecto ha sido clarificado en el tren inferior (Pallarés, Cava, Courel-Ibáñez, González-Badillo y Morán-Navarro, 2019), los efectos del entrenamiento en función del ROM en el press de banca (PB), que es probablemente el ejercicio del tren superior más común, todavía está bajo controversia.

Sólo tres estudios han examinado los efectos del entrenamiento en diferentes ROM en el ejercicio PB tras una intervención de EF (Clark, Humphries, Hohmann y Bryant, 2011; Massey et al. 2004; 2005). Massey et al. (2004; 2005) evaluaron los cambios en la repetición máxima (1RM) después de 10 semanas de EF en tres grupos, diferenciando sólo el ROM entrenado por cada uno de ellos (completo, parcial y una combinación de ambos). Sin embargo, estos dos estudios mostraron resultados contradictorios. Mientras que el primero no encontró diferencias en las mejoras de 1RM entre grupos, el segundo reportó mayores mejoras (+12.0% 1RM) en el grupo que entrenó PB con un ROM completo. Por su parte, Clark et al. (2011) descubrieron que una combinación de ROMs en la misma sesión de entrenamiento consiguió mayores ganancias de fuerza en comparación con el entrenamiento utilizando un ROM completo. Estos controvertidos hallazgos podrían explicarse por algunos aspectos metodológicos cuestionables como la ausencia de un grupo de control, la única evaluación del parámetro 1RM, en lugar de todo el espectro de carga-velocidad, así como el uso de porcentajes de 1RM (% 1RM), en lugar del método basado en la velocidad para la programación y control del EF (González-Badillo, Sánchez-Medina, Pareja-Blanco y Rodríguez-Rosell, 2017), lo que surgiere extender el conocimiento sobre este aspecto con investigación adicional.

Objetivo

El presente estudio tuvo como objetivo clarificar el efecto del entrenamiento a un ROM completo y parcial sobre las adaptaciones neuromusculares tras un programa prolongado de EF.

Metodología

Diseño experimental

Se utilizó un diseño experimental controlado y aleatorizado. Dos grupos experimentales (PB_{FULL} y $PB_{1/3}$) realizaron dos veces por semana (separadas 48-72 h), un EF progresivo (descrito en detalle posteriormente) de 10 semanas de duración. Además, se estableció un grupo Control, al cual se instó a evitar cualquier tipo de entrenamiento de fuerza o resistencia durante el periodo de intervención. Los sujetos completaron una serie de evaluaciones neuromusculares antes (la semana anterior; T0) y después del entrenamiento (la semana posterior; T1) en dos sesiones (lunes y viernes). Cada uno de estos días, los sujetos realizaron de forma aleatoria uno de los dos test de sobrecarga progresiva (PB_{FULL} y $PB_{1/3}$). El mismo orden asignado en T0 fue replicado en T1. De manera previa a las sesiones de evaluación, los sujetos realizaron seis sesiones de familiarización (tres sesiones con cada variante de PB) separadas por 48-72 h. La primera sesión se utilizó para la evaluación de la composición corporal, el registro de los datos personales y la administración de un cuestionario de historia de salud, el examen médico y la identificación de la posición de inicio en el ejercicio PB, para cada una de las dos variaciones de ROM analizadas: completa (PB_{FULL}) y un tercio ($PB_{1/3}$).

Participantes

Treinta y siete varones experimentados en el EF participaron voluntariamente en este estudio. De manera aleatoria y contrabalanceada de acuerdo con su valor de fuerza inicial en la variante PB_{FULL} , los participantes fueron asignados a uno de los tres grupos (dos experimentales y un control). Los grupos experimentales fueron diseñados en función del ROM específico a entrenar durante la intervención: PB_{FULL} ($n = 12$) y $PB_{1/3}$ ($n = 13$). Los miembros del tercer grupo ($n = 12$) fueron sujetos Controles y cesaron completamente cualquier tipo de programa de entrenamiento físico. En los 12 meses anteriores al estudio, los sujetos realizaron de 2 a 4 sesiones de EF por semana, incluyendo el ejercicio PB en todas ellas.

Procedimientos

Relación Carga-Velocidad y Repetición Máxima (1RM): Tras las sesiones de familiarización, las relaciones carga-velocidad individuales fueron determinadas por medio de un test progresivo con cargas hasta la 1RM para las dos variantes del ejercicio PB (Martínez-Cava et al. 2019):

- *Completo (PB_{FULL}): descenso hasta que la barra contacta con el pecho, es decir, ROM completo.*
- *Un tercio ($PB_{1/3}$): descenso hasta que la barra alcance un tercio del ROM completo.*

Un transductor lineal de velocidad (T-Force System®, Ergotech, Murcia, Spain) con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz determinó automáticamente la fase concéntrica y excéntrica de cada repetición. Las medidas de los siguientes parámetros de rendimiento neuromuscular fueron considerados para el análisis: 1RM en kg, 1RM relativo al peso corporal (1RM/PC), media de los valores de velocidad media propulsiva (VMP) alcanzada contra todas las cargas absolutas comunes a T0 y T1 (VMP_{ALL}), media de los valores de VMP alcanzada contra cargas absolutas menores del 50% 1RM comunes a T0 y T1 ($VMP_{<50\% 1RM}$, cargas "bajas") y media de los valores de VMP alcanzada contra cargas absolutas mayores del 50% 1RM comunes a T0 y T1 ($VMP_{>50\% 1RM}$, cargas "altas").

Programa de Entrenamiento de Fuerza: La intervención consistió en 10 semanas de EF (2 días por semana). Los grupos PB_{FULL} y $PB_{1/3}$ entrenaron utilizando la misma intensidad de carga relativa (incrementándose progresivamente desde el 60% al 80% del 1RM a lo largo de

la intervención), descansos entre series (4 minutos) y volumen (4-5 series y 8-4 repeticiones), pero diferente ROM (Tabla 1).

Tabla 1. Características descriptivas del programa de intervención realizado por los grupos PB_{FULL} y $PB_{1/3}$.

Programación	Sem 1	Sem 2	Sem 3	Sem 4	Sem 5	Sem 6	Sem 7	Sem 8	Sem 9	Sem 10
%1RM	~60%	~60%	~65%	~65%	~70%	~70%	~75%	~75%	~80%	~80%
Series x Rep.	4 x 8	5 x 8	4 x 8	5 x 8	4 x 6	5 x 6	4 x 5	5 x 5	4 x 4	5 x 4
VMP Objetivo ($m \cdot s^{-1}$)										
Grupo PB_{FULL}	0.76	0.76	0.68	0.68	0.61	0.61	0.54	0.54	0.47	0.47
Grupo $PB_{1/3}$	0.48	0.48	0.43	0.43	0.38	0.38	0.34	0.34	0.30	0.30

NOTA: 1RM: repetición máxima; Sem.: semana; VMP Objetivo: velocidad máxima intencional alcanzada al final del calentamiento de cada sesión para asegurar que la carga absoluta (kg) utilizada coincidía con la velocidad asociada al % 1RM propuesto.

Análisis estadístico

Se calcularon las medias, desviaciones estándar (SD) y el error estándar de la media (EEM). Se llevó a cabo un análisis de la normalidad mediante el test de Shapiro-Wilk y la homogeneidad de las varianzas entre grupos (PB_{FULL} , $PB_{1/3}$ y Control) fue constatada utilizando el test de Levene. Un análisis factorial de variancia (ANOVA) 4 x 2 con post hoc fue utilizado para evaluar los cambios en los parámetros neuromusculares entre grupos (PB_{FULL} , $PB_{1/3}$ y Control) y tiempo (T0 y T1). La significación estadística fue establecida en $p < 0.05$. El tamaño del efecto (TE) fue clasificado como "pequeño" = 0.2 - 0.5; "mediano" = 0.5 - 0.8; y "grande" = mayor de 0.8 (Cohen, 1988).

Resultados

Durante el periodo de intervención, hubo una pérdida en el grupo PB_{FULL} debido a problemas personales no asociados con el EF que se estaba llevando a cabo. La asistencia a los entrenamientos fue del 100%. No existieron diferencias significativas entre los tres grupos en T0 para ninguna de las variables analizadas ($p > 0.05$) (Tabla 2).

El grupo PB_{FULL} incrementó significativamente todos los parámetros neuromusculares para ambas variantes de PB analizadas ($p < 0.05$; TE = 0.56-1.96). Por su parte, el grupo $PB_{1/3}$ solo mejoró significativamente la VMP_{ALL} ($p < 0.05$; TE = 0.66), a pesar de que se encontraron tamaños del efecto pequeños y moderados en otros parámetros neuromusculares ($p > 0.05$; ES = 0.20-0.59). Por su parte, a excepción del rendimiento ante cargas bajas ($VMP_{<50\%1RM}$), el grupo Control declinó su rendimiento en todos los parámetros neuromusculares, especialmente el rendimiento ante cargas altas ($VMP_{>50\%1RM}$) ($p < 0.05$; ES = -0.92).

Discusión

El presente estudio tuvo como objetivo clarificar el efecto del entrenamiento a un ROM completo y parcial sobre las adaptaciones neuromusculares tras un programa prolongado de EF. Los principales hallazgos fueron: i) el grupo que entrenó a rango completo (PB_{FULL}) obtuvo mayores ganancias neuromusculares en todos los parámetros de rendimiento analizados, y ii) diez semanas de desentrenamiento en sujetos entrenados (grupo Control), redujo significativamente la fuerza neuromuscular, principalmente la capacidad de aplicar fuerza ante cargas altas.

Únicamente un estudio previo apoya la hallazgo de que entrenar a mayor ROM (es decir, PB_{FULL}) provoca las mayores adaptaciones neuromusculares de fuerza, después de 10 semanas de intervención (Massey et al. 2005).

Tabla 2. Cambios en las variables de rendimiento neuromuscular (pre/post) en los grupos analizados: PB_{Full}, PB_{1/3} y Control

Grupo	Variable	Ejercicio Pre/Post					
		PB _{Full}			PB _{1/3}		
		T0	T1	TE	T0	T1	TE
PB _{Full} (n = 11)	1RM (Kg)	71.8 ± 15.6	80.7 ± 15.8*	0.56	107.3 ± 16.6	118.7 ± 17.7*	0.66
	1RM/PC	0.98 ± 0.18	1.14 ± 0.18*	0.86	1.47 ± 0.19	1.68 ± 0.15*	1.17
	VMP _{ALL} (m·s ⁻¹)	0.79 ± 0.06	0.90 ± 0.06*	1.96	0.57 ± 0.07	0.62 ± 0.08*	0.73
	VMP _{50% 1RM} (m·s ⁻¹)	1.11 ± 0.09	1.24 ± 0.08*	1.47	0.80 ± 0.11	0.87 ± 0.12*	0.65
	VMP _{50% 1RM} (m·s ⁻¹)	0.46 ± 0.06	0.56 ± 0.07*	1.62	0.33 ± 0.04	0.37 ± 0.05*	0.77
PB _{1/3} (n = 13)	1RM (Kg)	75.4 ± 18.1	75.2 ± 14.6	-0.01	110.4 ± 22.5	117.5 ± 19.8	0.34
	1RM/BM	0.98 ± 0.19	0.99 ± 0.16	0.06	1.47 ± 0.26	1.56 ± 0.26	0.36
	VMP _{ALL} (m·s ⁻¹)	0.80 ± 0.07	0.82 ± 0.04	0.45	0.58 ± 0.05	0.61 ± 0.05*	0.66
	VMP _{50% 1RM} (m·s ⁻¹)	1.13 ± 0.11	1.17 ± 0.06	0.49	0.82 ± 0.08	0.86 ± 0.07	0.59
	VMP _{50% 1RM} (m·s ⁻¹)	0.47 ± 0.06	0.48 ± 0.05	0.20	0.33 ± 0.04	0.35 ± 0.05	0.47
Control (n = 12)	1RM (Kg)	68.8 ± 9.9	66.0 ± 12.2	-0.25	110.8 ± 12.9	105.8 ± 15.0	-0.36
	1RM/PC	0.99 ± 0.14	0.95 ± 0.16	-0.30	1.60 ± 0.16	1.53 ± 0.11	-0.54
	VMP _{ALL} (m·s ⁻¹)	0.84 ± 0.11	0.84 ± 0.10	0.00	0.58 ± 0.07	0.56 ± 0.04	-0.43
	VMP _{50% 1RM} (m·s ⁻¹)	1.13 ± 0.11	1.15 ± 0.10	0.12	0.80 ± 0.08	0.80 ± 0.04	0.13
	VMP _{50% 1RM} (m·s ⁻¹)	0.54 ± 0.11	0.52 ± 0.10	-0.12	0.36 ± 0.07	0.31 ± 0.05*	-0.92

NOTA: Media ± SD. TE: tamaño del efecto; PB_{Full}: press de banca completo; PB_{1/3}: press de banca un tercio; 1RM: repetición máxima; PC: Peso corporal; VMP: velocidad media propulsiva *Diferente significativamente en comparación con T0.

Por el contrario, otros estudios sugieren que no existen diferencias en función del ROM entrenado (Massey et al. 2004), o que incluso las mayores ganancias se generan utilizando otras estrategias como la combinación de diferentes ROM dentro de la misma sesión de entrenamiento (Clark et al. 2011). Nuestros hallazgos corroboran la primera suposición (Massey et al. 2005) y demuestran que el PB_{FULL} es una mejor alternativa para incrementar la fuerza neuromuscular, tanto máxima (1RM) como submáxima ante cargas bajas (<50% 1RM) y altas (>50% 1RM), en comparación con ROM parciales en el ejercicio PB. Podría especularse, que el hecho de entrenar utilizando ejecuciones con un ROM que tiene que superar la región de adherencia ("sticking región"), generaría mayores ganancias de fuerza que aquellos ROM que evitan esta desventaja biomecánica (Martínez-Cava et al. 2019; Pallarés et al. 2019).

Un aspecto innovador del presente estudio fue el uso del EFVB para comprobar que cada repetición del ejercicio PB se ejecutó con la intensidad de carga programada (González-Badillo et al. 2017). Este hecho fue posible utilizando las relaciones de carga-velocidad recientemente publicadas por Martínez-Cava et al. (2019). Cabe destacar, que el valor de 1RM medido al inicio de un programa de EF (T0) se verá considerablemente alterado a lo largo de las semanas de entrenamiento como consecuencia de las mejoras neuromusculares y/o procesos de fatiga que se generan en el rendimiento funcional de los atletas.

Otro hallazgo que merece ser discutido fue el hecho de que 10 semanas de desentrenamiento, redujo significativamente el rendimiento neuromuscular del tren superior. En concreto, el presente estudio encontró reducciones en la velocidad alcanzada, tanto ante cargas máximas (1RM, TE = -0.25 a -0.36), como submáximas (VMP_{ALL}, TE = 0.00 a -0.43). Estas reducciones en el tren superior son menores que las encontradas en el tren inferior (sentadilla) por un estudio reciente con idéntica duración del periodo de desentrenamiento, procedimientos y parámetros evaluados (1RM, TE = -1.01 a -1.21; VMP_{ALL}, TE = -0.52 a -0.83) (Pallarés et al., 2019). Además, en la misma línea que Pallarés et al. (2019), el presente estudio encontró mayores reducciones de fuerza ante cargas máximas (1RM) que ante cargas submáximas (VMP_{ALL}). En relación con este aspecto, otros estudios sugieren que la fuerza submáxima podría perderse mucho más rápido que la fuerza máxima, después de encontrar mayores reducciones de fuerza en el rendimiento antes cargas bajas y medias que ante cargas altas (García-Pallarés, Sánchez-Medina, Pérez, Izquierdo-Gabarrén y Izquierdo, 2010; Izquierdo et al. 2007). Estos contradictorios resultados podrían ser explicados por las diferencias en aspectos metodológicos como el ejercicio evaluado, la duración del periodo de desentrenamiento o la experiencia de los participantes.

Conclusión

El PB llevado a cabo con un ROM completo es la variante más efectiva para maximizar las mejoras neuromusculares en comparación con variantes de este ejercicio realizadas con un ROM parcial.

Bibliografía

- Clark, R., Humphries, B., Hohmann, E., and Bryant, A. (2011). The influence of variable range of motion training on neuromuscular performance and control of external loads. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25, 704–711.
- Cohen J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. New York: Routledge Academic.
- García-Pallarés, J., Sánchez-Medina, L., Pérez, C., Izquierdo-Gabarrén, M., and Izquierdo M. (2010). Physiological Effects of Tapering and Detraining in World-Class Kayakers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42, 1209-1214.
- González-Badillo, JJ., Sánchez-Medina, L., Pareja-Blanco, F., and Rodríguez-Rosell, D (2017). *Fundamentals of velocity-based resistance training*. Murcia: Ergotech.

Izquierdo, M., Ibáñez, J., González-Badillo, J.J., Ratamess, N.A., Kraemer, W.J., Häkkinen, K., ... and Gorostiaga, E.M. (2007) Detraining and tapering effects on hormonal responses and strength performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21, 768-775.

Martínez-Cava, A., Morán-Navarro, R., Hernández-Belmonte, A., Courel-Ibáñez, J., Conesa-Ros, E., González-Badillo, J.J., and Pallarés, J.G. Range of motion and sticking region effects on the bench press load-velocity relationship. *Journal of Sports Science & Medicine*, 18, 645-652

Massey, C.D., Vincent, J., Maneval, M., and Johnson, J.T. (2005). Influence of range of motion in resistance training in women: Early phase adaptations. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19, 409-411.

Massey, C.D., Vincent, J., Maneval, M., Moore, M., and Johnson, J.T. (2004). An analysis of full range of motion vs. partial range of motion training in the development of strength in untrained men. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18, 518-521.

Newmire, D.E., and Willoughby, D.S. (2018) Partial compared with full range of motion resistance training for muscle hypertrophy. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 32, 2652-2664.

Pallarés, J.G., Cava, A., Courel-Ibáñez, J., González-Badillo, J.J., and Morán-Navarro, R. (2019). Full squat produces greater neuromuscular and functional adaptations and lower pain than partial squats after prolonged resistance training. *European Journal of Sport Science*, 1-10.