

Article

Comparación Electromiográfica del Ejercicio de Peso Muerto con Barra usando Resistencia Constante Versus Resistencia Variable en Hombres Sanos y Entrenados

Vidar Andersen, Marius S. Fimland, Dag-Andrè Mo, Vegard M. Iversen, Tommy M. Larsen, Fredrik Solheim y Atle H. Saeterbakken

RESUMEN

Se propone una resistencia externa variable para aumentar cada vez más el estrés muscular a través de un movimiento dinámico. Sin embargo, no está claro cómo los diferentes niveles de resistencia variable afectan la activación en el ejercicio de peso muerto. El objetivo del estudio fue comparar la actividad electromiográfica de los músculos glúteo mayor, bíceps femoral, semitendinoso, vasto lateral y erector espinal durante el ejercicio de peso muerto con barra con pesos libres (FW) solo, con dos (FW-2EB) y con cuatro bandas elásticas (FW-4EB) para eliminar parte de la resistencia externa constante. Quince hombres entrenados en fuerza participaron en un diseño transversal donde las cargas de resistencia fueron igualadas usando cargas de dos repeticiones máximas en las tres condiciones diferentes. Para todo el movimiento, se analizaron ambas repeticiones. Para el análisis específico de la fase, la última repetición se dividió en seis partes, es decir, la fase inferior, media y superior, tanto en la fase ascendente como en la descendente del movimiento. Las contribuciones medias de descarga de FW-2EB y FW-4EB fueron del 21% y 41%, respectivamente. En FW-4EB, el erector espinal se activó más en todo el movimiento (8%, ES = 0,31, $p = 0,002$) en comparación con FW-2EB. También hubo una tendencia hacia una mayor activación en FW-4EB frente a FW para todo el movimiento (5%, ES = 0,18, $p = 0,072$). No hubo diferencias significativas entre las condiciones en ninguna de las otras fases o músculos ($p = 0,106-0,926$). En resumen, una alta contribución de resistencia externa variable parece activar los extensores de la espalda más que una baja contribución.

INTRODUCCIÓN

Los ejercicios de entrenamiento de fuerza con pesos libres, como una barra, proporcionan una masa externa constante durante todo el movimiento. Por lo tanto, el hecho de que un levantamiento pueda ser completado con éxito o no depende de la fuerza máxima del levantador en la llamada "sticking region", donde hay un gran aumento desproporcionado de la dificultad para completar el levantamiento [1-3]. La capacidad de los músculos para producir cambios de fuerza a lo largo de un movimiento se debe principalmente a la superposición cambiante de los filamentos de actina y miosina. Los pesos libres se han combinado con cadenas o bandas elásticas con el fin de adaptar los requerimientos de torque externo a la

capacidad de generación de torque de los músculos a lo largo de todo el rango de movimiento [4, 5]. En teoría, esto debería aumentar la activación muscular en el rango de movimiento más allá de la “sticking region” [6].

En el ejercicio de sentadilla con barra, varios estudios han comparado los efectos agudos de la resistencia externa constante versus la resistencia externa variable sobre la activación neuromuscular [4, 5, 7, 8]. Los estudios que utilizaron una contribución relativamente pequeña de la resistencia externa variable (10% o menos) no encontraron diferencias significativas en la activación muscular [5, 7]. Sin embargo, una mayor contribución de la resistencia variable (por ejemplo, 20-40%) parece ventajosa para la activación muscular, en comparación con la resistencia constante solamente, o niveles bajos de resistencia externa variable [4, 8]. Además, en línea con la teoría del aumento de la activación muscular más allá de la “sticking region”, los dos estudios que dividieron el movimiento en diferentes fases mostraron que la resistencia externa variable es ventajosa en las partes superiores del movimiento [4, 8].

Comparativamente se realiza menos investigación sobre el ejercicio de peso muerto con barra, que es otro de los tres ejercicios en el levantamiento de pesas, y también un ejercicio popular entre los culturistas, deportistas y personas activas que buscan aumentar la hipertrofia muscular y la fuerza general [9]. A pesar de las similitudes entre la sentadilla y el peso muerto con barra -ambos son ejercicios compuestos de extensión de rodilla y cadera-, la biomecánica entre los dos ejercicios es bastante diferente, y el peso muerto con barra requiere comparativamente más esfuerzo de los extensores de cadera [10]. En un estudio de Nijem et al. [11], 13 hombres entrenados en fuerza realizaron el ejercicio de peso muerto con una barra o con una barra + cadenas para añadir resistencia variable. Los autores no informaron diferencias en la activación muscular del erector espinal o del vasto lateral entre las dos condiciones, pero sí una activación un 7% mayor del glúteo mayor para una resistencia externa constante. Ningún estudio ha investigado todavía la activación muscular en diferentes fases del peso muerto. Además, se demostró que los diferentes niveles de resistencia variable alteran la cinética del peso muerto [12], lo que podría afectar a la activación muscular. Galpin et al. [12] mostraron que la resistencia variable aumentaba la potencia y la velocidad, pero disminuía la fuerza máxima en el peso muerto explosivo con intensidades moderadas y altas (60 y 85% de 1-RM).

Estudios anteriores han añadido una resistencia variable a la carga de la barra en sentadilla y peso muerto [7, 8, 11]. Otro método popular de resistencia variable durante el ejercicio de peso muerto es colocar bandas elásticas por encima de la barra (ver Fig. 1), a menudo llamado peso muerto con banda inversa. Esto permite que se añadan más pesos libres a la barra a medida que las bandas elásticas quitan el peso de la carga de peso libre en la mayoría de los casos al principio del levantamiento, y gradualmente menos durante todo el movimiento. Se ha demostrado que las bandas elásticas crean una relación curvilínea de tensión-deformación cuando se estiran [13]. Es decir, la contribución de la resistencia variable no aumentará linealmente con el alargamiento de las bandas elásticas. Por lo tanto, el ajuste de la descarga de peso podría crear un potencial para una mayor resistencia en la parte superior del movimiento, ya que la resistencia constante contribuye cada vez más a la carga total a medida que las bandas se acortan. Sin embargo, no se conocen estudios que investiguen los efectos de los diferentes niveles de actividad muscular del peso muerto con banda inversa.



Foto que muestra la ejecución con pesos libres - dos bandas elásticas.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211021.g001>

El objetivo de este estudio fue comparar la activación muscular durante el ejercicio de peso muerto con barra utilizando pesos libres (FW), FW y dos bandas elásticas (FW-2EB) o FW y cuatro bandas elásticas (FW-4EB) para descargar los pesos libres, utilizando una resistencia relativa adaptada (2 Repeticiones Máximas, 2-RM). Basándonos en los resultados de las investigaciones sobre la sentadilla [8], planteamos la hipótesis de mayores activaciones en la fase superior del levantamiento con resistencia externa variable versus FW solamente, particularmente para FW-4EB.

MÉTODOS

Enfoque Experimental

Se utilizó un diseño aleatorio y transversal para examinar la actividad electromiográfica (EMG) en los músculos: glúteo mayor, semitendinoso, bíceps femoral, erector espinal y vasto lateral en el ejercicio de peso muerto con barra con FW, FW-2EB (una banda a cada lado de la barra) y FW-4EB (Fig 1). Se utilizó la misma intensidad relativa (2-RM) en cada condición. Las bandas elásticas se utilizaron para quitar la carga de las pesas proporcionando menos resistencia de la barra en la fase inferior del movimiento y cada vez más a medida que la barra se levantaba a través de la fase media y superior del movimiento. Para asegurar datos EMG confiables, todas las pruebas que involucran EMG se ejecutaron en una sola sesión en un orden aleatorio y contrarrestado.

Sujetos

Quince hombres sanos entrenados en fuerza (edad $23,3 \pm 2,2$ años, masa corporal $82,8 \pm 11,1$ kg, altura 182 ± 6 cm, $3,9 \pm 1,9$ años de experiencia en entrenamiento de fuerza, 2-RM de peso muerto 154 ± 28 kg) se ofrecieron para el estudio. En el último año, todos los participantes entrenaron semanalmente el peso muerto con barra convencional. Los participantes tenían alguna experiencia en el entrenamiento con resistencia externa variable, pero ninguno usaba regularmente bandas elásticas en su entrenamiento de peso muerto. Además, ninguno competía en levantamiento de pesas o potencia. Los criterios de exclusión fueron el dolor musculoesquelético, la falta de familiaridad con el ejercicio de peso muerto, las lesiones o enfermedades (por ejemplo desgarro de los isquiotibiales) que podrían reducir el esfuerzo máximo, tener menos de seis meses de experiencia en el entrenamiento de la fuerza o ser menor de 18 años de edad. A todos los participantes se les instruyó que se abstuvieran del alcohol y del entrenamiento de la fuerza 72 horas antes de las dos sesiones de prueba. Todos los participantes fueron informados verbalmente y por escrito de los procedimientos y posibles riesgos de las pruebas y dieron su consentimiento por escrito antes de ser incluidos en el estudio. El individuo en este manuscrito ha dado su consentimiento informado por escrito (como se indica en el formulario de consentimiento de PLOS) para publicar estos detalles del caso. El estudio se ajustó a la última revisión de la Declaración de Helsinki y a las normas éticas del Colegio Universitario Sogn og Fjordane y fue aprobado por el Centro Noruego de Datos de Investigación antes del inicio del estudio.

Procedimientos

Para familiarizarse con los ejercicios y establecer las 2-RM para las tres condiciones, todos los participantes tuvieron que asistir a dos sesiones de pruebas de familiarización/fuerza antes de la sesión experimental, separadas por 2-7 días. El calentamiento fue idéntico en todas las sesiones: 1) cinco minutos en bicicleta o en treadmill, 2) 12 repeticiones al 40% de 2-RM, 3) 8 repeticiones al 60% de 2-RM, y 4) 5 repeticiones al 85% de 2-RM usando peso muerto con barra (FW). En la primera sesión de familiarización, la carga de 2-RM utilizada para calcular las cargas de calentamiento fue informada por los participantes. En la segunda familiarización y en las pruebas experimentales se utilizó la carga de 2-RM de la prueba anterior respectiva. El coeficiente de correlación intraclase y el coeficiente de variación de las cargas de 2-RM entre la segunda familiarización y la prueba experimental variaron de 0,98 a 0,99 y de 1,7 a 2,0%, respectivamente.

El levantamiento se realizó en una power rack (Gym 2000, Modum, Noruega) con una barra (20 kg), discos de peso y bandas elásticas (dimensión; 1 cm (ancho) x 0,5 cm (alto), Cuerdas 302, Bungee, Noruega) (Fig 1). Los participantes seleccionaron el ancho de agarre y la posición de los pies (ancho y orientación) que preferían en la primera sesión. Éstos se

registraron y se reprodujeron en todos los levantamientos posteriores. Se permitieron las correas (straps) de levantamiento y la tiza para evitar que la fuerza de agarre fuera un factor limitante. Los participantes optaron por no usar zapatillas o por no usar zapatillas de halterofilia (lo mismo en todas las condiciones para cada individuo). Los participantes realizaron las repeticiones en un tempo controlado, pero auto-seleccionado. El levantamiento comenzó con las pesas apoyadas en el suelo. A los participantes se les instruyó que levantaran la barra mientras mantenían la espalda recta y que extendieran las rodillas y la cadera en un solo movimiento para evitar una técnica de peso muerto de piernas rectas. La fase ascendente se completaba cuando la cadera y las rodillas estaban completamente extendidas. Luego los participantes invirtieron el movimiento, bajando el peso al piso de manera controlada (sin rebotar), y luego se realizó la segunda repetición. No se permitieron pausas en la posición superior o inferior. Durante las condiciones de resistencia externa variable, se colocaron dos o cuatro bandas elásticas entre la barra y dos celdas de fuerza (Ergotest Technology AS, Langesund Noruega), lo que permitió controlar la descarga de las bandas elásticas durante todo el movimiento (Fig. 1). Para evaluar la carga total en cada condición, se midieron los pesos libres (barra + discos) con la barra inmóvil (masa x gravedad). Para las condiciones FW-2EB y FW-4EB, se restó la contribución de la fuerza de las bandas elásticas. La altura de las celdas de fuerza se ajustó para cada persona, por lo que la contribución de las bandas elásticas debería ser de aproximadamente 25% (2EB) y 50% (4EB) de la carga de 2-RM en la posición más baja. En la Fig. 2 se muestra un ejemplo de la carga total durante el movimiento en las tres condiciones.

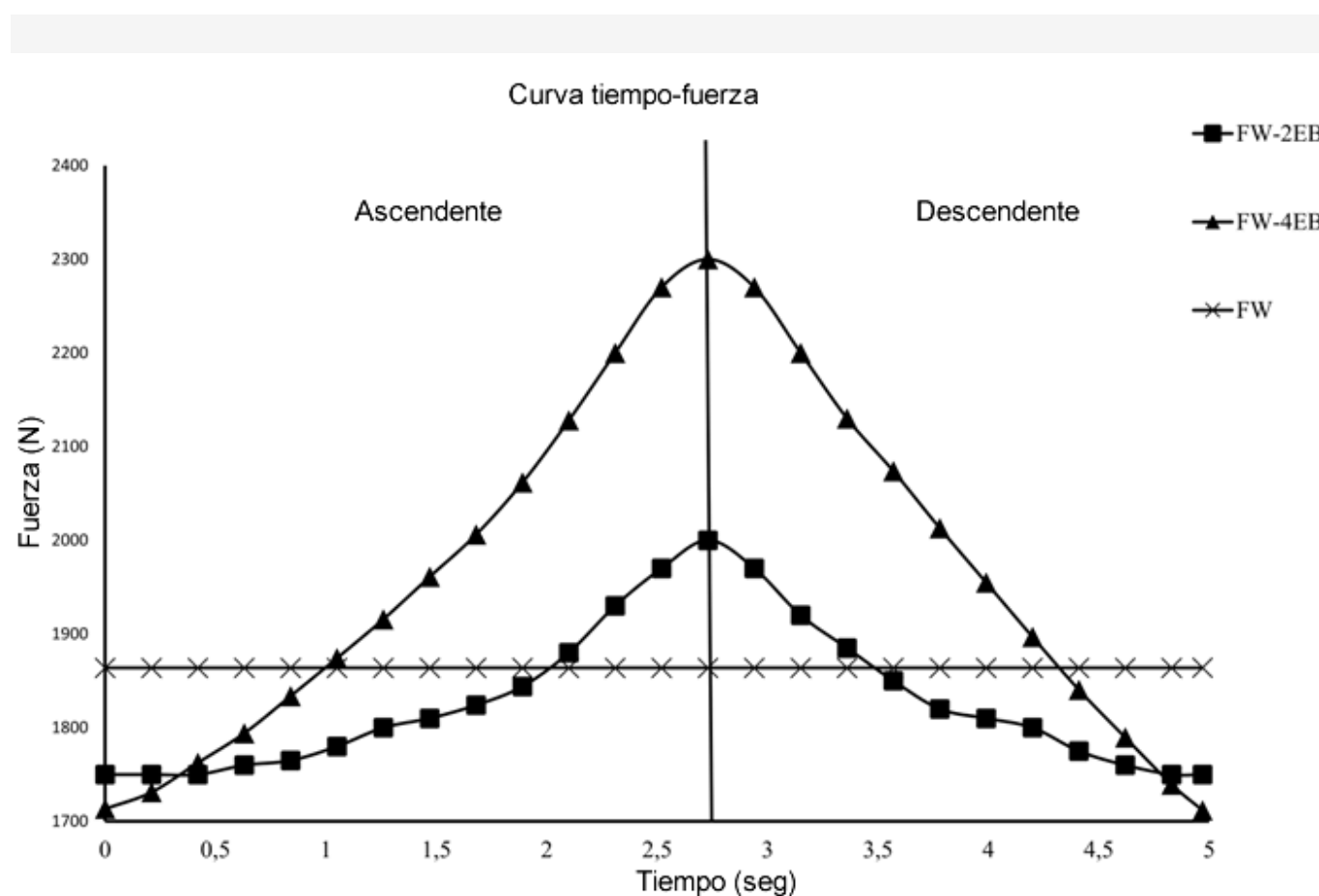


Figura 2. Ejemplo de la carga externa total durante una repetición en las tres condiciones.

Los datos se recolectan de una sola persona.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211021.g002>

Después del calentamiento en la prueba experimental, las cargas de 2-RM levantadas en la segunda prueba de familiarización se utilizaron como la carga inicial. La carga se incrementó o disminuyó en 2,5 kg o 5 kg hasta que se lograron las 2-RM (1-3 intentos). Antes de la prueba para cada condición, se les dio a los participantes una serie de familiarización que consistía en cuatro a seis repeticiones con una carga submáxima (50% de las cargas de 2-RM), para ajustar la técnica a la nueva prueba. La prueba de 2-RM finalizó cuando los participantes no pudieron completar un

levantamiento, no pudieron completar el levantamiento con la técnica adecuada o tanto el participante como el líder de la prueba acordaron que el participante no sería capaz de levantar 2,5 kg más. El peso más alto levantado en cada condición fue definido como su "2-RM".

Electromiografía

Antes de las pruebas experimentales, se preparó la piel (afeitada, lavada con alcohol y raspada) antes de la colocación de los electrodos autoadhesivos recubiertos de gel (Dri-Stick Silver circular sEMG Electrodes AE-131; NeuroDyne Medical, Cambridge, MA, EEUU) (11,21). Los electrodos (11 mm de diámetro de contacto) se colocaron en la dirección presunta de las fibras musculares subyacentes con una distancia de centro a centro de 2 cm según las recomendaciones del SENIAM [14]. Los electrodos se colocaron en la pierna dominante (definida como la pierna utilizada para patear un balón). El electrodo del glúteo mayor se colocó a la mitad de la distancia entre las vértebras sacras y el trocánter mayor. El electrodo del semitendinoso se colocó a la mitad de la distancia entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo medial de la tibia. El electrodo del bíceps femoral se colocó a la mitad de la distancia entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia. El electrodo del erector espinal se colocó en la L1, a tres centímetros lateral a apófisis espinosa. Finalmente, el electrodo en el vasto lateral se localizó dos tercios abajo de la línea entre la espina iliaca anterior superior y el lado lateral de la rótula.

Para el análisis de todo el movimiento se utilizó la media cuadrática (RMS) del EMG obtenida durante ambas repeticiones. Para minimizar el ruido del entorno, la señal EMG bruta se amplificó y se filtró utilizando un preamplificador situado cerca del punto de muestreo. El preamplificador tenía una relación de rechazo al modo común de 100 dB, una frecuencia de corte alta de 600 Hz y una frecuencia de corte baja de 8 Hz. Las señales EMG se convirtieron a RMS mediante una red de circuitos por hardware (respuesta de frecuencia 0-600 kHz, con un promedio de 100 ms constantes, error total $\pm 0,5\%$). Finalmente, la señal convertida de RMS fue muestreada a 100 Hz usando un convertidor A/D de 16 bits. Se utilizó software comercial (MuscleLab V8.13, Ergotest Technology AS, Langesund, Noruega) para analizar los datos EMG almacenados.

Para el análisis específico de las fases, la última repetición se dividió en la fase inferior, media y superior del movimiento ascendente y descendente. La clasificación de cada fase se hizo a partir de la trayectoria de la barra, dividiendo la distancia total en tres partes idénticas. Para identificar el comienzo y el final del levantamiento, así como las diferentes fases y el tiempo de levantamiento, se instaló un encoder lineal en la barra (Ergotest Technology AS, Langesund Noruega, frecuencia de muestreo de 100 Hz). El encoder lineal se sincronizó con el sistema de registro EMG (MuscleLab 4020e, Ergotest Technology AS, Langesund, Noruega).

Análisis Estadísticos

Se utilizaron modelos lineales mixtos para comparar la activación muscular en las tres condiciones experimentales, es decir, 1) FW, 2) FW-2EB, 3) FW-4EB. Cada músculo fue analizado por separado, con su actividad EMG incluida como variable dependiente. Las fases de contracción y las modalidades de resistencia, así como sus términos de interacción, se incluyeron como efectos fijos, mientras que la identidad de los participantes se incluyó como un efecto aleatorio (es decir, para permitir diferentes puntos de partida). Se examinó la distribución de todos los residuos de regresión y se encontró que estaban distribuidos normalmente. El tiempo de levantamiento se consideró un factor de confusión potencial y, por lo tanto, todos los análisis se realizaron con y sin ajuste para esta variable. Los análisis estadísticos se realizaron utilizando STATA/IC 13.1 para Windows (StataCorp LP, EEUU).

Las diferencias en el tiempo de levantamiento y la carga total se evaluaron con un análisis de varianza unidireccional de medidas repetidas con Bonferroni como prueba post hoc cuando fue apropiado. Estos análisis se realizaron con la versión 17.0 de SPSS (SPSS, Inc., Chicago, IL, EEUU).

El nivel de significancia para el efecto principal y el efecto de interacción se estableció en $p < 0,05$. Se evaluó la precisión mediante intervalos de confianza del 95%. La d de Cohen se utilizó para calcular el tamaño del efecto (ES). Un ES de 0,2 se consideró pequeño, 0,5 mediano y 0,8 grande [15].

Resultados

En todo el rango de movimiento, la contribución media de las bandas elásticas a la carga total fue del 21% para el FW-2EB y del 41% para el FW-4EB. Las contribuciones medias de la resistencia elástica y la resistencia constante se presentan en la Tabla 1.

Tabla 1. Resistencia externa total y contribución de la resistencia constante (pesos libres) en la fase inferior, media y superior para

las tres condiciones experimentales.

	Lower phase	Middle phase	Upper phase	Constant resistance
Free weights	1512 ± 277 N	1512 ± 277 N	1512 ± 277 N	1512 ± 277 N
Free weights—two elastic bands	1429 ± 300 N	1530 ± 294 N	1634 ± 286 N	1830 ± 294 N
Contribution (deload) from elastic bands	29 ± 7%	20 ± 4%	12 ± 3%	
Difference from free weights	-6 ± 7%	1 ± 6%	8 ± 7%	22 ± 8%
Free weights—four elastic bands	1409 ± 316 N	1591 ± 312 N	1774 ± 310 N	2197 ± 312 N
Contribution (deload) from elastic bands	59 ± 14%	40 ± 8%	25 ± 5%	
Difference from free weights	-7 ± 8%	5 ± 8%	18 ± 9%	47 ± 11%

Values are newton (N) or percentage (%). Means ± standard deviations.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211021.t001>

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211021.t001>

Para todo el movimiento, el FW-4EB (1592 ± 312 N) proporcionó una carga total un 4% mayor en comparación con el FW-2EB (1531 ± 293 N, $p = 0,002$) y una tendencia hacia una carga un 5% mayor en comparación con el FW (1512 ± 277 N, $p = 0,059$). No hubo diferencia estadística entre FW-2EB y FW ($p = 0,490$).

No se observaron efectos de interacción entre las modalidades de ejercicio y las fases de contracción para el músculo erector espinal ($p = 0,570$). Sin embargo, las pruebas de los efectos principales demostraron una activación 8% mayor del erector espinal para el FW-4EB en comparación con el FW-2EB para todo el movimiento (ES = 0,31, $p = 0,002$, Tabla 2) y una tendencia hacia una mayor activación en el FW-4EB versus FW (5%, ES = 0,18, $p = 0,072$). No hubo diferencia entre FW-2EB y FW ($p = 0,193$). No se mostraron interacciones ($p = 0,726-0,926$) ni efectos principales ($p = 0,106-0,913$) para ninguno de los otros músculos (Tabla 2 y Figura 3).

Tabla 2. Activación neuromuscular para todo el movimiento.

	Free Weights	Free Weights—2 elastic bands	Free Weights—4 elastic bands
Erector spinae	0.341 (0.295–0.388)	0.330 (0.283–0.376)	0.357 (0.311–0.403)*
Gluteus maximus	0.236 (0.196–0.276)	0.231 (0.190–0.271)	0.250 (0.210–0.290)
Biceps femoris	0.312 (0.275–0.350)	0.313 (0.276–0.351)	0.326 (0.289–0.363)
Semitendinosus	0.367 (0.304–0.430)	0.359 (0.296–0.422)	0.375 (0.313–0.438)
Vastus lateralis	0.239 (0.198–0.280)	0.234 (0.192–0.276)	0.238 (0.197–0.279)

* $p \leq 0.01$ compared to two elastic bands

Electromyogram root-mean-square (mV) values are presented as means ± 95% confidence intervals.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211021.t002>

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211021.t002>

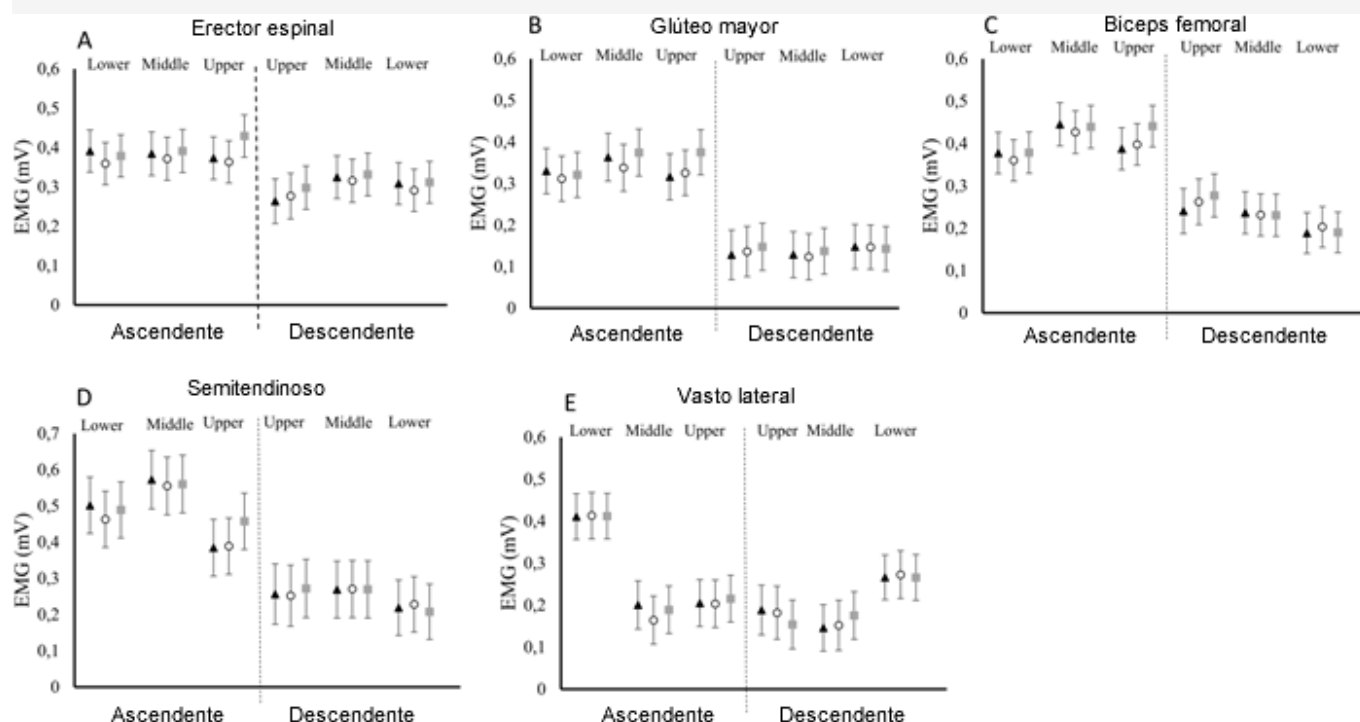


Figura 3. A-E: Actividad EMG media en las diferentes fases del movimiento en el erector espinal (A), glúteo mayor (B), bíceps femoral (C), semitendinoso (D) y vasto lateral (E) durante el peso muerto tradicional con pesos libres (Δ), pesos libres-Dos bandas elásticas (○) y pesos libres-cuatro bandas elásticas (□).

Los valores son medias con un IC del 95%.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0211021.g003>

En promedio, hubo tiempos de levantamiento similares para las diferentes condiciones en el tiempo total de levantamiento (media $\pm$ SD): FW: $10,13 \pm 1,06$ seg, FW-2EB: $10,40 \pm 1,78$ seg, FW-4EB: $10,32 \pm 1,61$ seg ($p = 0,496-0,801$) y tiempo por repetición: FW: $4,34 \pm 0,77$ seg, FW-2EB: $4,38 \pm 0,77$ seg, FW-4EB: $4,00 \pm 0,61$ seg ($p = 0,128-1,000$). Sin embargo, como la inclusión del tiempo de levantamiento como co-variable resultó en un cambio de más del 10% en los coeficientes de regresión, se ajustó en el análisis final. Este ajuste no alteró ninguna de las conclusiones.

Discusión

Los principales resultados del estudio fueron que la activación general del erector espinal fue un 8% mayor para el FW-4EB en comparación con el FW-2EB (ES: 0,31). Además, el erector espinal tendía a estar más activado durante el FW-4EB que durante el FW en todo el movimiento (5%, ES: 0,18). No se observaron otras diferencias significativas.

El presente estudio utilizó bandas elásticas para quitar el peso de la carga, en contraste con la mayoría de los estudios anteriores que utilizaron bandas elásticas para añadir carga [7, 8, 12]. Ambas formas de introducir resistencia variable logran el mismo objetivo general en el peso muerto: hacer el ejercicio más fácil en la parte inferior y más difícil cerca del final del movimiento, en comparación con la resistencia externa constante. En el comienzo del estiramiento, una banda elástica aumentará la tensión/carga linealmente. Sin embargo, a una longitud específica de la banda elástica, la tensión se estabilizará durante el estiramiento, creando una relación curvilínea de tensión-deformación [13]. En otras palabras, cuando las bandas elásticas se fijan al suelo y se estiran a medida que se levanta la barra, la contribución de la resistencia variable no aumentará linealmente con el alargamiento de las bandas elásticas. Si las bandas elásticas se utilizan para quitar peso a la barra, esto se aplicará a las partes inferiores del movimiento, ya que es aquí donde las bandas se estiran más. Por lo tanto, el uso de este ajuste creará un potencial para una mayor resistencia en las partes superiores del movimiento, ya que la resistencia constante contribuye cada vez más a la carga total a medida que las bandas se acortan. Además, el ajuste de la descarga de peso podría tener un posible beneficio comparado con el ajuste de la carga en las partes inferiores del movimiento, haciendo que la condición constante y la condición variable sean más similares debido a la misma relación curvilínea de tensión-deformación. Esta especulación se apoya en los datos de fuerza presentados en la Tabla 1. Establecen una clara jerarquía de fuerzas en las partes superiores del movimiento entre las condiciones (FW-4EB

> FW-2EB > FW). En la fase inferior el orden se invierte, pero las diferencias son más sutiles. Esto podría explicar por qué el presente estudio encontró diferencias en la activación del erector espinal durante todo el movimiento, mientras que un estudio anterior que utilizaba bandas para aumentar la carga, no lo hizo [7]. Es importante destacar que, a diferencia de nosotros, Saeterbakken et al. [7] no encontraron ninguna diferencia entre la modalidad constante y la variable para todo el movimiento. Esto podría ser el resultado de que las bandas elásticas contribuyen menos a la resistencia total en la fase media (35%) y superior (42%) en comparación con el presente estudio.

El aumento de la resistencia total a lo largo del movimiento podría explicar por qué la activación del erector espinal fue mayor durante el FW-4EB que durante el FW-2EB, pero no por qué la activación durante el FW-4EB sólo tendió a ser mayor que la del FW. Aunque sólo hubo una tendencia a la diferencia en la carga para todo el movimiento entre FW-4EB y FW, la diferencia entre FW-4EB y FW fue más pronunciada en la fase superior (18% más de carga para FW-4EB, ES = 0,89). El hecho de que esta diferencia porcentual relativamente grande en la carga con un tamaño de efecto alto correspondiente no resultara en una diferencia estadísticamente significativa en la activación muscular podría deberse a diferencias individuales en la forma en que los participantes ajustaron su estrategia de levantamiento cuando el peso muerto con barra, una tarea habitual, fue modificado mediante la aplicación de bandas elásticas. Se ha demostrado que la incorporación de bandas elásticas afecta a la cinética y la cinemática de un ejercicio y, por lo tanto, influye en el movimiento [6, 12, 16]. El cambio aparentemente sutil en la técnica de levantamiento puede haber afectado a los participantes de manera diferente. Mientras que anticipábamos un patrón de activación de dosis-respuesta de la actividad EMG en la fase superior del levantamiento (es decir, FW-4EB > FW-2EB > FW), podría ser que la descarga de las bandas elásticas fuera demasiado baja en el FW-2EB para compensar las demandas alteradas del control del motor inducidas por las bandas elásticas. Además, independientemente de la modalidad de carga, una alta carga en todas las condiciones (2-RM) requeriría un esfuerzo casi máximo. Podría especularse que un alto nivel de esfuerzo planificado de antemano en algunos individuos puede haber conducido a niveles de activación muy altos en todo el rango de movimiento, independientemente de las distintas demandas a lo largo del movimiento en las diferentes condiciones. Es decir, que eran menos susceptibles al feedback propioceptivo. Esta noción se apoya en estudios de bloqueo de las extremidades que demuestran que la activación neuromuscular puede mantenerse durante un período de tiempo incluso después de que una extremidad haya sido bloqueada mecánicamente de forma inesperada [17]. Los participantes en el presente estudio no usaron banda elástica en su rutina de entrenamiento habitual. El reclutamiento de levantadores más experimentados en el entrenamiento con banda elástica [12, 18], podría haber proporcionado hallazgos más acordes con nuestras expectativas de un patrón de dosis-respuesta.

No se esperaba encontrar diferencias significativas en la activación de los extensores de rodilla o de cadera entre las condiciones para todo el movimiento, pero sí para la fase superior, donde las diferencias en la carga externa eran más profundas. En la fase superior, la carga entre las diferentes condiciones varió de 8-18% con tamaños del efecto que varían de pequeños a grandes (ES = 0,43-0,89). Esto debería hipotéticamente aumentar el estrés neuromuscular al mejorar la relación longitud-fuerza del músculo en esta parte del movimiento. Sin embargo, la activación EMG fue generalmente no significativamente mayor para las condiciones de la banda elástica en la fase ascendente, en lo que parece ser una relación dosis-respuesta (Fig. 3A-3D). Por lo tanto, es posible que las diferencias hubieran alcanzado una significación estadística, si las diferencias en la carga variable hubieran sido mayores. Además, puede deberse a una potencia estadística limitada que provoque errores tipo II. Aunque el número de participantes (es decir, 15) es similar a los estudios comparables [11, 12], es posible que se detecten más diferencias estadísticas si se reclutan más participantes.

Un estudio anterior comparó los niveles de activación muscular entre la resistencia externa constante y la resistencia externa variable en el peso muerto con barra [11]. En parte de acuerdo con nuestros resultados, Nijem et al. [11] no encontraron diferencias significativas en la activación del músculo vasto lateral para todo el movimiento, cuando compararon el peso muerto con barra realizado con y sin cadenas adicionales. Sin embargo, no observaron ninguna diferencia en el erector espinal, sino una activación del glúteo mayor un 7% más alta utilizando una resistencia externa constante en comparación con una resistencia externa variable. Esto podría explicarse por las diferencias metodológicas al comparar condiciones con la misma intensidad relativa (2-RM), mientras que Nijem et al. utilizaron una condición de carga externa más exigente y constante que variable. En parte, también puede deberse a las diferentes propiedades entre las bandas elásticas y las cadenas y/o a la introducción de resistencia externa a través de la adición de peso versus la descarga de peso.

Otros dos estudios, con diferencias modestas en el componente de carga de resistencia externa variable, también informaron activaciones similares durante la resistencia externa constante y la resistencia externa variable en la sentadilla [5, 7]. Sin embargo, un estudio de nuestro laboratorio [8], utilizando una mayor contribución de la resistencia externa variable en la sentadilla, mostró una mayor activación, especialmente en la fase ascendente superior, de los músculos cuádriceps e isquiotibiales en la condición externa variable. Aunque el peso muerto y la sentadilla tienen requerimientos biomecánicos diferentes [10], la contribución de la resistencia externa variable en el presente estudio (21 y 41%) fue sustancialmente menor que en nuestro estudio que investigó la sentadilla (39 y 73%) [8], lo que podría explicar los diferentes hallazgos.

Hay que reconocer algunas limitaciones. Aunque todos los participantes fueron parte de dos sesiones de familiarización, ninguno usó bandas elásticas de manera regular en su rutina de ejercicio de peso muerto. Es posible que el reclutamiento de levantadores más experimentados hubiera proporcionado el patrón dosis-respuesta que esperábamos para la activación muscular en la fase superior (FW-4EB > FW-2EB > FW). Siempre habrá un potencial para la interferencia de los músculos vecinos cuando se usa la EMG de superficie [19]. También existen algunos desafíos metodológicos adicionales a la hora de evaluar la EMG durante las contracciones dinámicas (en lugar de isométricas), como el desplazamiento de los electrodos en relación con el origen de los potenciales de acción muscular y los cambios en la conductividad de los tejidos que separan las fibras musculares y los electrodos [20]. Estos factores podrían crear ruido aleatorio, reduciendo el poder para detectar verdaderas diferencias entre las condiciones. Si se hubieran reclutado más participantes, el poder estadístico habría aumentado. Una ventaja es que todos los datos EMG se recolectaron en una sesión sin tener que reemplazar los electrodos, como se recomendó anteriormente [21]. Otra limitación es que la fuerza creada por la aceleración de la barra no se incluyó en el cálculo de la carga total. Estudios anteriores han demostrado que añadir bandas elásticas altera las variables cinéticas como la velocidad, la potencia y la fuerza [12, 16]. Sin embargo, se instruyó a los participantes para que realizaran el levantamiento de forma controlada, y los tiempos de levantamiento fueron similares entre condiciones. Finalmente, en todas las pruebas se utilizó una carga muy pesada (2-RM) y es posible que la contribución relativa de los músculos implicados hubiera sido diferente con las cargas submáximas.

Aplicaciones Prácticas

La aplicación de bandas elásticas a una barra introduce una resistencia externa variable a lo largo de todo el rango de movimiento, lo que podría ayudar al levantador a superar o desplazar el “sticking point”, el atascamiento del movimiento concéntrico en un entrenamiento de resistencia externa constante. Por lo tanto, la resistencia externa variable podría aumentar el estrés neuromuscular en las fases cercanas al rango final del movimiento. En este estudio, la contribución de la resistencia externa variable fue del 9% y del 17% en la fase superior del movimiento. La condición con la mayor contribución de la resistencia externa variable indujo una mayor activación del erector espinal, mientras que no hubo otras diferencias significativas. Estos resultados se obtuvieron en individuos entrenados en fuerza, pero que no entrenaban regularmente el peso muerto con barra con bandas elásticas. Por lo tanto, nuestros hallazgos pueden o no aplicarse a individuos con más experiencia con el ejercicio.

Si una mayor activación de los músculos de la parte baja de la espalda, como hemos observado con una alta contribución de la resistencia elástica, es beneficiosa, dependerá del objetivo de una sesión de entrenamiento en particular. Además, estudios previos han demostrado que una alta contribución de las bandas elásticas aumenta la potencia y la velocidad en comparación con los pesos libres, especialmente cuando se realiza el levantamiento a altas intensidades [12, 16], aunque la producción de fuerza se reduce [12]. Por lo tanto, los atletas y los entrenadores de fuerza deben considerar qué variable enfatizar en cada sesión antes de elegir usar sólo resistencia constante, o introducir resistencia variable.

Conclusión

En conclusión, el peso muerto con barra con FW-4EB produjo la mayor activación del erector espinal. Una alta contribución de descarga con las bandas elásticas en el peso muerto con barra, permitiendo una mayor carga externa total, particularmente en las fases superiores, indujo una mayor activación neuromuscular del erector espinal que una pequeña contribución de descarga. Para los extensores de cadera y rodilla, hubo activaciones similares en las diferentes condiciones. Si los entrenadores y practicantes quieren enfatizar la activación de la espalda baja, recomendamos una contribución relativamente alta (por ejemplo, 40%) de las bandas elásticas a la resistencia total.

Agradecimientos

Nos gustaría agradecer a los participantes por su positividad y participación en el estudio. Este estudio se llevó a cabo sin ningún tipo de financiación por parte de empresas, fabricantes u organizaciones externas.

REFERENCIAS

1. Kompf J, Arandjelovic O. (2016). Understanding and Overcoming the Sticking Point in Resistance Exercise. *Sports Med.* 2016;46(6):751-62. *pmid:26758462*.
2. Saeterbakken AH, Andersen V, van den Tillaar R. (2015). Comparison of kinematics and muscle activation in free weights back squat with and without elastic bands. *J Strength Cond Res.* 2015. *pmid:26349045*.
3. van den Tillaar R, Andersen V, Saeterbakken AH. (2014). The existence of a sticking region in free weight squats. *J Hum Kinet.* 2014;42:63-71. *pmid:25414740*.

4. Israetel MA, McBride JM, Nuzzo JL, Skinner JW, Dayne AM. (2010). Kinetic and kinematic differences between squats performed with and without elastic bands. *J Strength Cond Res.* 2010;24(1):190–4. *pmid:19816219.*
5. Ebben WP, Jensen RL. (2002). Electromyographic and kinetic analysis of traditional, chain, and elastic band squats. *J Strength Cond Res.* 2002;16(4):547–50. *Epub 2002/11/09. pmid:12423183.*
6. Frost DM, Cronin J, Newton RU. (2010). A biomechanical evaluation of resistance: fundamental concepts for training and sports performance. *Sports Med.* 2010;40(4):303–26. *pmid:20364875.*
7. Saeterbakken AH, Andersen V, Kolnes MK, Fimland MS. (2014). Effects of replacing free weights with elastic band resistance in squats on trunk muscle activation. *J Strength Cond Res.* 2014;28(11):3056–62. *pmid:24832981.*
8. Andersen V, Fimland MS, Kolnes MK, Jensen S, Laume M, Saeterbakken AH. (2016). Electromyographic Comparison Of Squats Using Constant Or Variable Resistance. *J Strength Cond Res.* 2016. *pmid:27100320.*
9. Kompf J, Arandjelovic 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 Med.* 2017;47(4):631–40. *Epub 2016/09/08. pmid:27600146.*
10. Hales ME, Johnson BF, Johnson JT. (2009). Kinematic analysis of the powerlifting style squat and the conventional deadlift during competition: is there a cross-over effect between lifts? *J Strength Cond Res.* 2009;23(9):2574–80. *pmid:19910816.*
11. Nijem RM, Coburn JW, Brown LE, Lynn SK, Ciccone AB. (2016). Electromyographic and Force Plate Analysis of the Deadlift Performed With and Without Chains. *J Strength Cond Res.* 2016;30(5):1177–82. *pmid:26840441.*
12. Galpin AJ, Malyszek KK, Davis KA, Record SM, Brown LE, Coburn JW, et al. (2015). Acute Effects of Elastic Bands on Kinetic Characteristics During the Deadlift at Moderate and Heavy Loads. *J Strength Cond Res.* 2015;29(12):3271–8. *Epub 2015/06/17. pmid:26079737.*
13. McMaster DT, Cronin J, McGuigan MR. (2010). Quantification of rubber and chain-based resistance modes. *J Strength Cond Res.* 2010;24(8):2056–64. *Epub 2010/07/09. pmid:20613648.*
14. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361–74. *Epub 2000/10/06. pmid:11018445.*
15. Cohen J. (1988). Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd ed. Hillsdale, N.J.: L. Erlbaum Associates; 1988. xxi, 567 p. p.
16. Wallace BJ, Winchester JB, McGuigan MR. (2006). Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise. *J Strength Cond Res.* 2006;20(2):268–72. *Epub 2006/05/12. pmid:16686552.*
17. Wadman WJ, Denier van der Gon JJ, Geuze RH, Mol CR. (1979). Control of fast goal-directed arm movements. *J Hum Mov Stud.* 1979;5:3–17.
18. Swinton PA, Stewart AD, Keogh JW, Agouris I, Lloyd R. (2011). Kinematic and kinetic analysis of maximal velocity deadlifts performed with and without the inclusion of chain resistance. *J Strength Cond Res.* 2011;25(11):3163–74. *Epub 2011/10/14. pmid:21993040.*
19. Farina D, Merletti R, Enoka RM. (1985). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol* 2004;96(4):1486–95. *pmid:15016793.*
20. Farina D. (2006). Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exerc Sport Sci Rev.* 2006;34(3):121–7. *Epub 2006/07/11. pmid:16829739.*
21. Mathiassen SE, Winkel J, Hagg GM. (1995). Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies—A review. *J Electromyogr Kinesiol.* 1995;5(4):197–226. *pmid:20719652.*