

Selected Papers from Impact

Comparación de la Activación Muscular y de la Cinemática Durante las Sentadillas por Detrás con Peso Libre con Diferentes Cargas

Comparison of Muscle Activation and Kinematics during Free-Weight Back Squats with Different Loads

Roland van den Tillaar¹, Vidar Andersen² y Atle Hole Saeterbakken²

¹Nord University, Department of Sport Science and Physical Education, Levanger, Norway

²Western Norway University, Faculty of Teacher Education, Culture and Sport, Department of Sport, Food and Natural Sciences, Sogndal, Sogn og Fjordane, Norway

Disponibilidad de datos: Todos los datos relevantes están dentro del documento y su archivo de información de respaldo.

Financiamiento: Los autores no recibieron financiación específica para este trabajo.

Intereses de conflicto: Los autores han declarado que no existen intereses en competencia.

RESUMEN

Aunque varios estudios han examinado los efectos de realizar entrenamiento de la fuerza con diferentes porcentajes de una máxima repetición (1MR), se sabe poco sobre los efectos neuromusculares y la cinemática de levantar cargas bajas a pesadas con máxima velocidad de movimiento. El objetivo de este estudio es comparar la activación muscular y la cinemática en sentadillas por detrás con peso libre con diferentes cargas. Trece hombres (24.2 ± 2.0 años de edad, masa corporal 81.5 ± 9.1 kg, altura 1.78 ± 0.06 m) con 6 ± 3 años de experiencia en entrenamiento de la fuerza, realizaron sentadillas con 30%-100% de 1MR. La cinemática de la barra y la actividad electromiográfica (EMG) del vasto lateral, vasto medial, recto femoral, semitendinoso, bíceps femoral y glúteo mayor se midieron en la fase ascendente de cada carga. Con cargas crecientes, la velocidad de la barra disminuyó, la duración de la fase ascendente aumentó y la velocidad máxima se produjo más tarde. La activación muscular en todos los músculos aumentó al aumentar las cargas, pero no fue lineal. En general, se observó una activación muscular similar en los motores primarios para cargas entre 40% y 60% de 1MR y entre 70% y 90% de 1MR, siendo el 100% de 1MR superior a las otras cargas cuando las cargas se levantaron a la máxima velocidad prevista. Sin embargo, el momento de las activaciones musculares máximas no se vio afectado por las diferentes cargas para los cuádriceps, pero el momento fue secuencial e independiente de la carga (recto femoral antes del vasto medial antes del vasto lateral). La activación máxima en el glúteo y el semitendinoso aumentó al incrementarse las cargas. Esto significa que, para la activación muscular, la velocidad máxima de levantamiento puede compensar el aumento de las cargas, lo que puede permitir que los atletas entrenados en fuerza y las personas en rehabilitación eviten cargas pesadas pero aún obtengan la misma activación muscular.

Palabras Clave: Sentadilla, peso libre, resistencia variable

ABSTRACT

Although several studies have examined the effects of performing resistance training with different percentages of one-repetition maximum (1-RM), little is known of the neuromuscular effects and kinematics of lifting low to heavy loads with maximal movement velocity. The aim of this study is to compare muscle activation and kinematics in free-weight back squats with different loads. Thirteen resistance-training males (aged 24.2 ± 2.0 years, body mass 81.5 ± 9.1 kg, height 1.78 ± 0.06 m) with 6 ± 3 years of resistance-training experience conducted squats with 30%–100% of 1-RM. Barbell kinematics and electromyographic (EMG) activity of the vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, semitendinosus, biceps femoris, and gluteus maximus were measured in the upward phase of each load. With increasing loads, the barbell velocity decreased, the upward phase duration increased, and the peak velocity occurred later. The muscle activation in all muscles increased with increasing loads but was not linear. In general, similar muscle activation in the prime movers was observed for loads between 40% and 60% of 1-RM and between 70% and 90% of 1-RM, with 100% of 1-RM being superior to the other loads when the loads were lifted at maximal intended velocity. However, the timing of maximal muscle activations was not affected by the different loadings for the quadriceps, but the timing was sequential and independent of loading (rectus femoris before vastus medial before vastus lateral). Maximal activation in the gluteus and semitendinosus increased with increasing loads. This means that for muscle activation, maximal lifting velocity may compensate for increased loads, which may allow resistance-trained athletes and individuals in rehabilitation to avoid heavy loads but still get the same muscle activation.

Keywords: Squat, free weight, variable resistance

INTRODUCCIÓN

En el entrenamiento de la fuerza, la sentadilla por detrás con peso libre se usa con frecuencia para aumentar la fuerza de la parte inferior del cuerpo. Se utilizan diferentes porcentajes de una repetición máxima (% de 1MR) para mejorar las diferentes propiedades musculares, como el aumento de la fuerza máxima, la fuerza explosiva y la hipertrofia [1-3]. Diferentes cargas (% de 1MR) dan como resultado diferentes adaptaciones neuromusculares y cinemática de levantamiento [4,5]. Se han utilizado cargas pesadas (>80% de 1MR) para reclutar unidades motoras de contracción rápida de alto umbral de acuerdo con el principio de la talla [5,6], mientras que se han utilizado cargas más ligeras (30%-60% de 1MR) para mantener la especificidad de la velocidad de entrenamiento y mejorar la producción de la potencia mecánica [5,7]. Sin embargo, realizar movimientos balísticos con cargas más ligeras podría conducir a un umbral de reclutamiento más bajo y, por lo tanto, reclutar las unidades motoras de alto umbral [8]. Además, estudios previos han demostrado que la velocidad máxima y media disminuyen al aumentar la carga externa [9,10]. La cinemática de la articulación y de la barra cambia con un número creciente de repeticiones, y la aparición de cambios de la velocidad máxima cuando hay fatiga [11,12]. Sin embargo, se han realizado estudios limitados que examinan la actividad neuromuscular y la cinemática cuando se pidió a los participantes que aceleraran diferentes cargas (% de 1MR) a la velocidad máxima prevista.

El aumento de la carga externa aumenta las demandas de los músculos para producir fuerza suficiente para completar los levantamientos y también aumenta las posibilidades de accidentes [5,13]. Un estudio que investigó la activación muscular durante los levantamientos hasta el agotamiento total [12] encontró que la activación aumentaba más desde la primera a la segunda y tercera repetición en sentadillas de 6MR y se mantenía estable en las últimas tres repeticiones. Sin embargo, debido a que ese estudio involucró sólo cinco músculos (vasto lateral y medial, recto femoral, bíceps femoral y erector de la columna), no ofrece información completa sobre el comportamiento de los músculos durante las sentadillas. Además, todos los estudios que involucran la activación muscular durante las sentadillas se realizaron con una carga superior al 80% de 1MR, con varias repeticiones de levantamientos y sin instrucciones para levantar con la máxima velocidad deseada [12,14-17]. Dos estudios han investigado la activación muscular durante las sentadillas con cargas que varían entre el 60%, 75% y 90% de 1MR [18,19]. Sin embargo, en estos dos estudios, se compararon diferentes variaciones de las sentadillas por detrás entre sí: con y sin vendas en las rodillas [18], o con barra arriba de la cabeza con sentadilla estándar [19], y no las diferentes cargas entre sí.

En el entrenamiento de fuerza pesado (>80% de 1MR), se han examinado la cinemática y la activación muscular. La mayoría de los estudios anteriores han incluido parámetros explosivos (es decir, altura del salto, producción de potencia, tasa de desarrollo de la fuerza) pero no cinemática y análisis en profundidad de la activación muscular en los regímenes de entrenamiento en todo el espectro de cargas, incluidas cargas más bajas (30%–60% de 1MR). Por lo tanto, se sabe poco

sobre la activación muscular y el momento de la activación muscular máxima comparando diferentes cargas (30%-100% de 1MR) con una velocidad máxima de levantamiento. El objetivo de este estudio, entonces, es comparar el patrón de activación muscular y la cinemática de la barra en sentadillas con barra por detrás con peso libre con diferentes cargas en atletas experimentados entrenados en fuerza. Nuestra hipótesis es que la actividad muscular de los músculos medidos aumentará sólo después del 60% de 1MR (principio de la talle) y que la duración de la fase ascendente aumentará junto con la disminución de la velocidad máxima.

MATERIALES Y MÉTODOS

Participantes

Se reclutó a trece varones sanos con experiencia en entrenamiento de la fuerza de un centro de fitness local del colegio universitario (edad 24.2 ± 2.0 años, masa corporal 81.5 ± 9.1 kg, altura 1.78 ± 0.06 m, experiencia 6.3 ± 3.2 años). Los criterios de inclusión fueron poder levantar 1.5 veces su propio peso corporal (133.8 ± 16.7 kg) en sentadilla 1MR (fémur paralelo al suelo) y sin lesiones o dolor que pudieran reducir su rendimiento máximo. Ninguno de los participantes era levantador de pesas o levantador de pesas competitivo. Los participantes no realizaron ningún entrenamiento de la fuerza de las piernas 72 horas antes de la prueba. Se informó a cada participante sobre los procedimientos de la prueba y los posibles riesgos, y se obtuvo un consentimiento por escrito antes del estudio. El estudio cumplió con las regulaciones éticas vigentes para la investigación y fue aprobado por el Comité Regional de Salud Médica y Ética de la Investigación en Noruega (REK Sør-Øst) y el Centro Noruego de Datos de Investigación, de conformidad con la última revisión de la Declaración de Helsinki.

Procedimientos

Los participantes comenzaron con un protocolo de calentamiento específico, estandarizado y progresivo de acuerdo con Saeterbakken y Fimland [20]. Después de un calentamiento general en una cinta o bicicleta ergométrica, el protocolo consistió en 15 repeticiones al 30%, 10 repeticiones al 50% y 6 repeticiones al 80% de las cargas autoinformadas de 6MR de los participantes en sentadillas. Después del calentamiento, se realizaron sentadillas por detrás con peso libre. La sentadilla por detrás con peso libre se realizó en un rack de potencia (Gym 2000, Modum, Noruega) con una barra olímpica (diámetro = 2.8 cm, longitud = 1.92 m). El ejercicio comenzaba con las rodillas totalmente extendidas y un balanceo natural en la zona lumbar, que se mantenía durante toda la ejecución. Usando un 'tempo' a su propio ritmo pero controlado, los participantes bajaban a una flexión de rodilla de 80° (rodilla completamente extendida 180°) medida con un transportador (fémur-peroné). Cuando los participantes tenían el ángulo correcto de la rodilla, se ajustaba una banda elástica horizontal [20,21]. Los participantes debían tocar la banda (mitad del muslo) en cada repetición antes de comenzar la fase concéntrica. Un líder de la prueba daba una confirmación oral cuando los participantes tocaban la banda. Antes de comenzar las pruebas con las diferentes cargas, se realizó 1MR en sentadilla con peso libre. Después de la serie de calentamiento final, la carga se incrementaba a aproximadamente el 95% de la 1MR autoinformada por los participantes. Luego, la carga se incrementaba en 2.5-5.0 kg hasta que fallara. El fallo se definió mediante los siguientes criterios: 1) los participantes no completaban un levantamiento, 2) los participantes no podían completar el levantamiento con la técnica adecuada, o 3) tanto el participante como el líder de la prueba acordaban que el participante no podría levantar 2.5 kg más. La carga de 1MR se lograba en 2-4 intentos. Cada intento estaba separado por una pausa de 4-5 minutos. Después del último intento de 1MR, se hizo una pausa de 10 minutos antes de comenzar la prueba con las diferentes cargas. Las cargas comenzaron desde el 30%, con incrementos del 10% hasta el 100% de 1MR, que se basó en el test de 1MR logrado por cada participante. Es importante destacar que los participantes recibieron instrucciones de acelerar las cargas en todo el movimiento concéntrico, lo que resultó en un salto con las cargas más bajas (es decir, 30%-60% de 1MR). Dos líderes de prueba experimentados se aseguraron de que los participantes no aterrizaran con la barra en el cuello. Las diferentes cargas fueron aleatorizadas para cada participante, con un orden aleatorio determinado por un generador de números aleatorios. Se realizaron dos repeticiones por carga del 30% al 60%, mientras que del 70% al 100% se realizó 1 repetición por carga. Se dio un descanso de 3-5 minutos entre cada intento [22].

Mediciones

La electromiografía inalámbrica (EMG) se registró utilizando un sistema Musclelab 6000 y se analizó con el software Musclelab v10.5.67 (Ergotest Technology AS, Langesund, Noruega). Antes de colocar los electrodos autoadhesivos recubiertos de gel (electrodos circulares sEMG AE-131 de Dri-Stick Silver, NeuroDyne Medical, EE. UU.), se afeitó, raspó y lavó la piel con alcohol. Los electrodos (11 mm de diámetro de contacto y 2 cm de distancia de centro a centro) se colocaron a lo largo de la presunta dirección de la fibra muscular subyacente de acuerdo con las recomendaciones del SENIAM [23,24]. Los electrodos se colocaron en la pierna derecha sobre el vientre muscular del bíceps femoral,

semitendinoso, glúteo mayor, recto femoral y vasto lateral y medial. Para minimizar el ruido del entorno, la señal EMG sin procesar se amplificó y se filtró utilizando un preamplificador ubicado cerca del punto de muestreo. Las señales de EMG se convirtieron en señales de EMG de raíz cuadrada media (RMS) utilizando una red de circuitos de hardware (respuesta de frecuencia de 20 a 500 kHz, con un promedio constante de 100 ms, error total de $\pm 0,5\%$). Las señales RMS EMG media y máxima de cada músculo durante la fase ascendente del levantamiento con cada carga se utilizaron para un análisis adicional. El comienzo y el final de cada levantamiento se identificaron mediante el uso de un *encoder* lineal (ET-Enc-02, Ergotest Technology AS, Langesund, Noruega) unido en el lado interno de las pesas a la barra. El *encoder* mide la duración de la fase ascendente de la barra con una resolución de 0.075 mm y cuenta los pulsos con intervalos de 10 ms [25]. La velocidad máxima y media de la barra y el tiempo hasta la velocidad máxima durante la fase ascendente se calcularon utilizando un filtro diferencial de 5 puntos con el software Musclelab v10.73 (Ergotest Technology AS, Langesund, Noruega).

Análisis estadístico

Para evaluar las diferencias en la actividad EMG durante la fase ascendente de las diferentes sentadillas con cargas, se utilizó un análisis de varianza unidireccional (ANOVA) 1 x 8 (porcentaje de 1MR: 30-100) con medidas repetidas. Si se encontraban diferencias significativas, se realizaba un test *post-hoc* de Holm-Bonferroni. En los casos en que se violó el supuesto de esfericidad, se informaban los ajustes de los valores p de Greenhouse-Geisser. Para evaluar las diferencias en el tiempo de la barra durante la prueba de las sentadillas por detrás con peso libre con diferentes cargas, se utilizó un ANOVA de una vía con medidas repetidas (porcentaje de 1MR). Se utilizó un ANOVA bidireccional 6 (músculos) por 8 (porcentajes de 1MR) con medidas repetidas para evaluar el momento de la activación muscular máxima durante los levantamientos. El nivel de significancia se fijó en $p \leq 0.05$. Cuando p estaba entre 0.05 y 0.10 se indicaba con una tendencia [26]. El análisis estadístico se realizó con el software SPSS versión 23.0 (SPSS Inc, Chicago, IL). El tamaño del efecto evaluado con η^2_p (Eta al cuadrado parcial) donde $0.01 < \eta^2 < 0.06$ constituye un efecto pequeño, un efecto medio cuando $0.06 < \eta^2 < 0.14$, y un efecto grande cuando $\eta^2 > 0.14$ [27].

Resultados

La velocidad promedio de descenso de la barra fue aproximadamente la misma con todas las cargas de 1.7 ± 0.4 seg, excepto cuando se utilizó una carga de 1MR, que fue significativamente más larga (1.98 ± 0.45 seg). Las velocidades promedio y pico cambiaron significativamente en las cargas elevadas ($F \geq 75.8$, $p \leq 0.001$; $\eta^2 \geq 0.84$). La comparación *post-hoc* mostró que la velocidad de elevación promedio y máxima hacia arriba disminuyó con cada aumento en la carga del levantamiento (Figura 1). Se encontró un cambio significativo en la duración de la fase ascendente ($F = 59.5$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.84$) con el aumento de la carga de levantamiento (Fig 1). La comparación *post-hoc* mostró que la duración de la fase ascendente aumentaba significativamente con cada aumento de carga (Fig. 1). La sincronización de la velocidad máxima se produjo más tarde con cada porcentaje creciente de 1MR (Fig.).

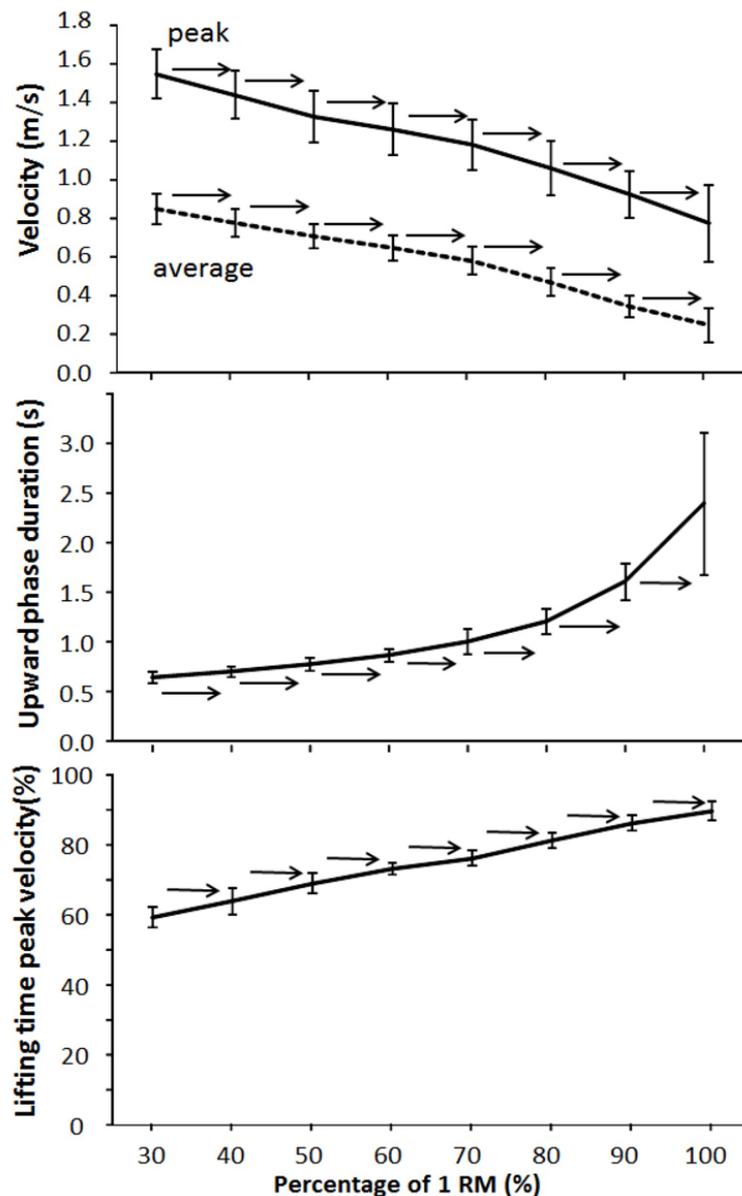


Figura 1. Velocidad máxima y media promedio (SD), duración de la fase ascendente y el tiempo relativo de aparición de la velocidad máxima en la fase ascendente a diferentes porcentajes de 1MR (30%-100%) de sentadillas por detrás con peso libre. → indica una diferencia significativa ($p \leq 0.05$) entre este porcentaje y todos los porcentajes alejados del signo. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0217044.g001>

Se encontró un efecto significativo del levantamiento de carga para la actividad EMG para el semitendinoso ($F = 3.2$ $p = 0.049$; $\eta^2 = 0.23$) y el recto femoral ($F = 5.0$ $p = 0.007$; $\eta^2 = 0.31$), mientras que para los otros cuatro músculos, hubo una tendencia ($F \geq 2.47$, $0.054 < p < 0.08$, $\eta^2 \geq 0.18$). La comparación *post-hoc* indicó que con respecto a la actividad EMG, sólo el recto femoral mostraba aumentos regulares en la activación al aumentar la carga del 30% al 40%, 40%-70% y 70%-100% de 1MR (Fig 2). El vasto medial y lateral aumentaron en activación sólo al realizar 1MR en comparación con las otras cargas (Fig. 2), mientras que la actividad del glúteo mayor aumentó sólo entre cargas del 60% al 80% de 1MR (Fig 3). El semitendinoso aumentó la actividad entre el 30%-70% y el 50%-100% de las cargas de 1MR (Figura 3), mientras que el bíceps femoral aumentó en la activación muscular entre el 30%-40% y el 40%-90% de las cargas de 1MR (Figura 3).

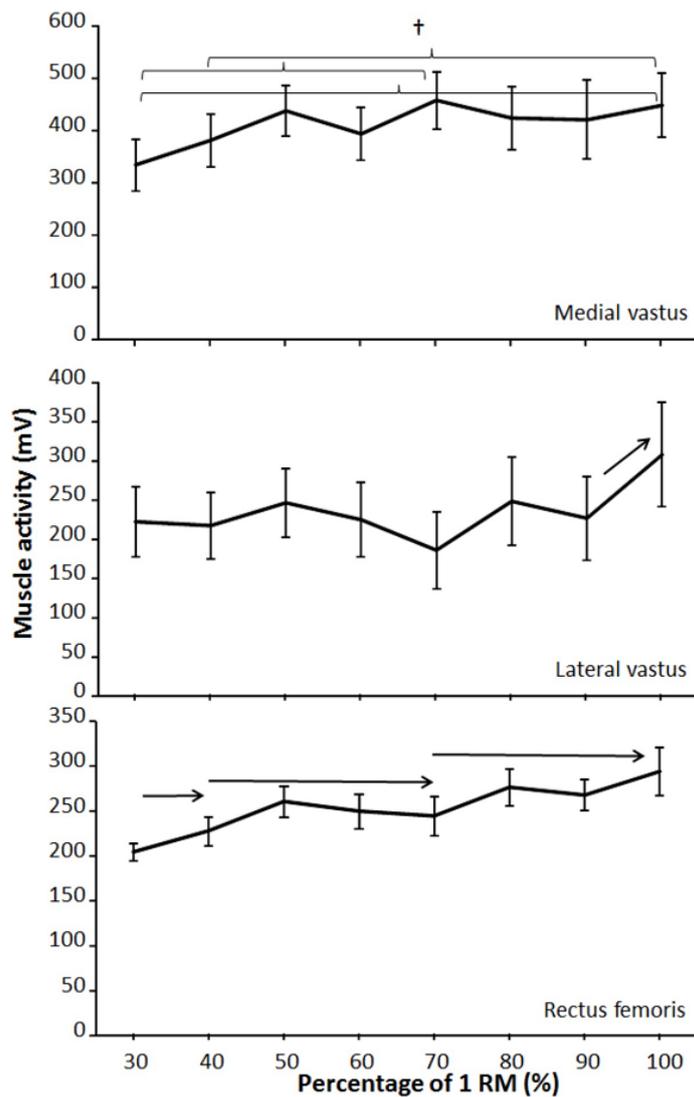


Figura. 2. Raíz cuadrática media (RMS) de la actividad EMG promedio (SD) para cada porcentaje de la fase ascendente en el vasto lateral, el vasto medial y el recto femoral durante las sentadillas por detrás con peso libre.
 → indica una diferencia significativa ($p \leq 0.05$) entre este porcentaje y todos los porcentajes alejados del signo. † indica una diferencia significativa ($p \leq 0.05$) entre estos dos porcentajes.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0217044.g002>

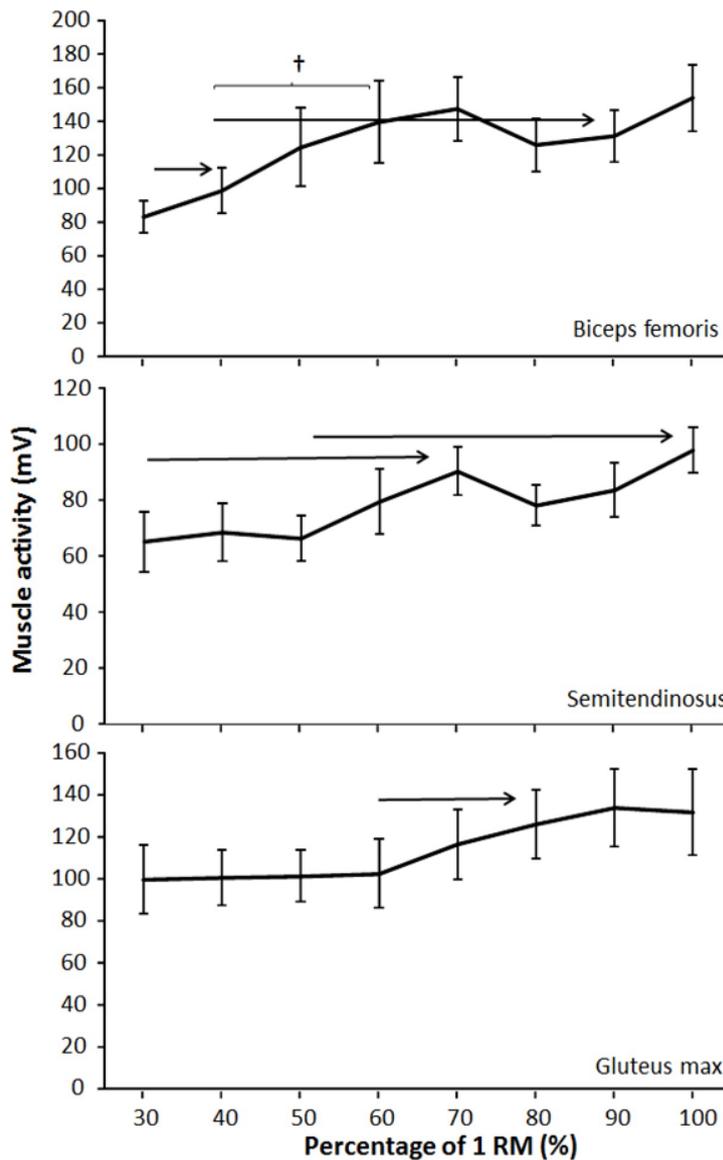


Figura 3. Raíz cuadrática media (RMS) de la actividad EMG promedio (SD) para cada porcentaje de 1MR durante la fase ascendente en el bíceps femoral, semimembranoso y glúteo mayor durante las sentadillas por detrás con peso libre. → indica una diferencia significativa ($p \leq 0.05$) entre este porcentaje y todos los porcentajes alejados del signo. † indica una diferencia significativa ($p \leq 0.05$) entre estos dos porcentajes <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0217044.g003>

El tiempo de aparición de la RMS máxima de los diferentes músculos mostró que tanto el porcentaje de 1MR ($F = 5.1$ $p < 0.005$; $\eta^2 = 0.32$) como los músculos ($F = 10.99$ $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.50$) tuvieron un efecto sobre la aparición de la RMS máxima. Además, se encontró una interacción carga x músculos significativa ($F = 1.54$ $p = 0.029$; $\eta^2 = 0.12$). La comparación *post-hoc* reveló que la aparición de la activación muscular máxima comenzó con el recto femoral (20% en la fase ascendente), seguido por el vasto medial (40%). Desde el vasto medial, todos los demás músculos aparecieron alrededor del 54% al 62%, sin diferencias significativas en la ocurrencia entre estos músculos (Fig. 4). La comparación *post-hoc* de porcentajes reveló que el tiempo del semitendinoso cambió sólo desde cargas con 50% al 80% de 1MR, y para el glúteo mayor, el tiempo cambió desde 30% a 50% y nuevamente de 50% a 90% de 1MR. que también causó un efecto de interacción.

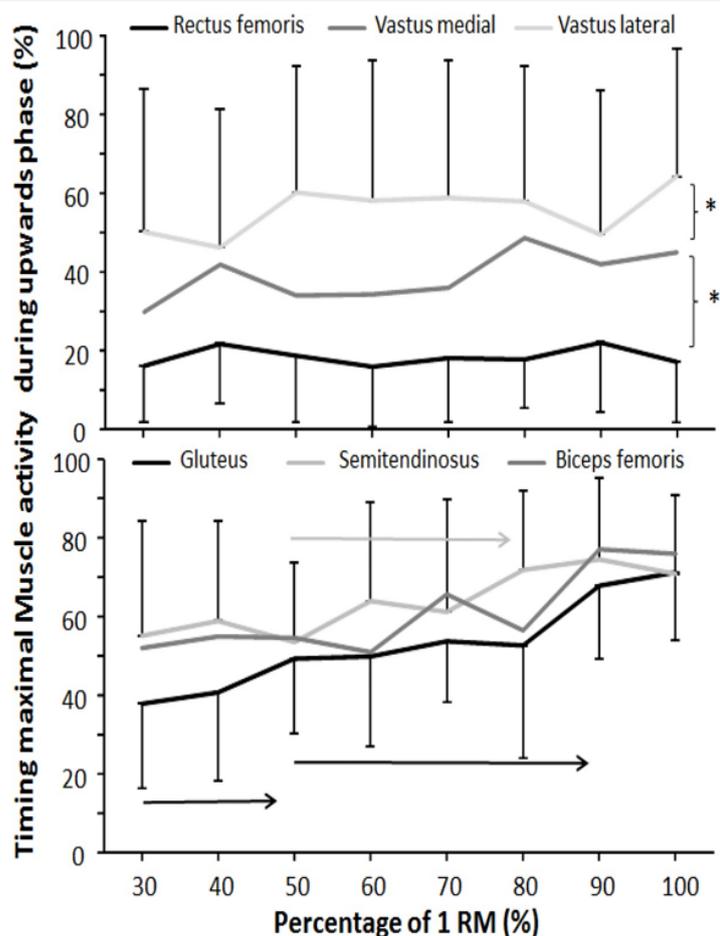


Figura 4. Tiempo relativo de aparición de la activación muscular de RMS máxima a diferentes porcentajes de 1MR (30%-100%) de las sentadillas por detrás con peso libre.

→ indica una diferencia significativa ($p \leq 0.05$) entre este porcentaje y todos los porcentajes alejados del signo de este músculo. * indica una diferencia significativa ($p \leq 0.05$) entre estos dos músculos en el orden de aparición.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0217044.g004>

Discusión

El objetivo de este estudio fue comparar la cinemática de la barra y el patrón muscular en sentadillas con peso libre con diferentes cargas, pero con la máxima velocidad de levantamiento, en hombres jóvenes con experiencia en entrenamiento de la fuerza. La velocidad de elevación promedio y máxima hacia arriba disminuyó, mientras que la duración de la fase ascendente aumentó, con cada carga creciente (Fig 1). El 'timing' de la velocidad máxima se produjo más tarde con cada porcentaje creciente de 1MR. El momento de las activaciones musculares máximas no se vio afectado por las diferentes cargas para los cuádriceps, pero el momento fue secuencial e independiente de la carga (recto femoral antes del vasto medial antes del vasto lateral). La activación máxima en el glúteo mayor y semitendinoso aumentó al aumentar las cargas. En general, la activación muscular en todos los músculos aumentó al aumentar las cargas, pero no fue lineal.

Con cargas crecientes, la velocidad de la barra disminuyó, la duración de la fase ascendente aumentó y la velocidad máxima se produjo más tarde. Los resultados fueron los hipotetizados y apoyados por estudios previos [9,10]. La relación fuerza-velocidad demostrada en el presente estudio no es sorprendente y podría explicarse por las leyes de Newton ($F = m \times a$). La aceleración es entonces la fuerza dividida por los pesos levantados. Con cargas crecientes, pero con una fuerza máxima aproximadamente similar en cada levantamiento (a los participantes se les indicó que levantarán a la velocidad máxima prevista), la aceleración tuvo que disminuir al aumentar las cargas. Esto también podría explicar la aparición de la velocidad máxima más adelante en el movimiento con cargas crecientes. Con las cargas más bajas (30% de 1MR), la velocidad máxima se observó al 60% del desplazamiento de la barra hacia arriba, mientras que la velocidad máxima con las cargas más altas (1MR) se observó al 90%. Con mayores cargas, la aceleración fue menor al principio, lo que resultó en una menor velocidad y una mayor duración de la fase ascendente, lo que finalmente resultó en que la velocidad máxima apareciera más tarde en el movimiento con cargas crecientes [28,29]. Además, con carga pesada (>85% de 1MR) o fatiga,

se produjo la zona de estancamiento, lo que provoca una mayor duración de la fase ascendente [12,15,16]. Además, los brazos de palanca más cortos y más puentes cruzados entre los filamentos contráctiles más adelante en los movimientos también pueden explicar la cinemática en estos hallazgos [30-33].

Se ha demostrado que la relación entre la actividad muscular y el aumento de las cargas es casi lineal en la contracción isométrica y en la contracción dinámica [34,35]. En el presente estudio, se observó un aumento de la activación muscular al aumentar las cargas, pero no fue lineal. Por ejemplo, no hubo diferencias entre las cargas de 30%-90% de 1MR en el vasto lateral, 40%-60% y 70%-90% en el vasto medial y 50%-90% en el recto femoral. Sin embargo, en el cuádriceps se observó una mayor activación muscular realizando 1MR en comparación con las otras cargas. Para el glúteo mayor, se observó una mayor activación muscular para las cargas 80%-100% de 1MR, pero sólo en comparación con las cargas de 30%-60% de 1MR. Estos resultados corroboran los de Yavuz y Erdag [17] y Gomes y cols. [18], quienes también encontraron aumentos en la actividad del glúteo mayor con cargas crecientes. Los resultados en el vasto lateral contrastaron con hallazgos anteriores. Gomes y cols. [18] reportaron un aumento comparando 60%-90% de las cargas de 1MR, y Yavuz y Erdag [17] reportaron aumentos en el vasto medial entre el 80% y el 90% de las cargas de 1MR. La discrepancia en los hallazgos en algunos de los músculos con estos estudios previos podría ser el resultado de la experiencia (3 años frente a 6 años de experiencia en entrenamiento de la fuerza) y el nivel de fuerza (107 y 120 kg como 1MR en comparación con 130 kg en 1MR en el presente estudio). Se podría especular que un mayor nivel de rendimiento en el presente estudio podría estar relacionado con una experiencia de entrenamiento más larga. Esto podría sugerir una mejor estrategia de reclutamiento muscular y frecuencia de descarga para probar el espectro de diferentes cargas [36,37] y explicar los resultados inconsistentes en comparación con estudios previos [17,18].

Según el conocimiento de los autores, este es uno de los pocos estudios que examinan la activación muscular con cargas crecientes en sentadillas donde se les indicó a los participantes que levantaran a la velocidad máxima deseada en un amplio espectro de cargas. En comparación, Cochrane y Barnes [38] examinaron la activación muscular en el peso muerto con 30%, 40%, 50% y 75% de 1MR y tampoco encontraron diferencias entre las cargas en el bíceps femoral o el glúteo mayor. A diferencia del presente estudio, Pincivero y cols. [35] examinaron la activación muscular en el cuádriceps en la extensión de rodilla con cargas crecientes (20%-90% de 1MR) y encontraron una relación lineal casi perfecta entre la activación muscular y la carga, que también se informó durante la contracción isométrica en ejercicios de articulaciones únicas y múltiples en el cuádriceps [34]. Sin embargo, ninguno de estos estudios examinó la influencia de la velocidad del movimiento, lo que probablemente pueda explicar los hallazgos contradictorios del presente estudio. Sin embargo, el presente estudio corrobora los resultados encontrados por McBride y cols. [4], que examinaron la activación lateral del vasto en las sentadillas utilizando 70%, 80% y 90% de 1MR. Se indicó a los participantes que levantaran a la máxima velocidad deseada. Aunque el objetivo de ese estudio no fue comparar la activación muscular entre las cargas, la diferencia entre el 70% y el 90% de 1MR fue sólo del 1.3%.

Para el antagonista bíceps femoral y semitendinoso en el movimiento ascendente, no hubo diferencias entre las cargas 60%-100% de 1MR. Aún así, levantar 70%-100% de 1MR demostró una mayor activación muscular que la carga más baja (30% de 1MR). Los resultados no fueron sorprendentes en términos de que los músculos isquiotibiales fueran antagonistas del movimiento ascendente y, por lo tanto, se verían afectados en menor medida por la carga. Hasta donde saben los autores, ningún estudio previo ha examinado la activación antagonista en sentadillas con cargas crecientes. El aumento de la activación muscular utilizando cargas superiores al 70% de 1MR puede ser el resultado de la co-contracción para estabilizar la rodilla y la pelvis en el recambio del movimiento excéntrico al concéntrico. Los músculos isquiotibiales contribuyen a evitar una rotación hacia adelante de la pelvis. Si bien una mayor activación del recto femoral aumentaría el torque del flexor de la cadera, la activación de los isquiotibiales puede ser más importante a medida que aumentan las cargas y disminuye la velocidad de elevación [39].

El presente estudio encontró una diferencia secuencial y significativa en la activación máxima entre los músculos cuádriceps comenzando con el recto femoral, el vasto medial y luego el vasto lateral. El patrón de activación máxima fue independiente de las cargas y bastante constante (ver Fig. 4). La activación máxima se produjo a aproximadamente 85°-103° de la flexión de la rodilla, como lo mostró van den Tillaar [15]. Los hallazgos fueron apoyados en parte por un estudio previo de Escamilla y cols. [40]. Ellos demostraron una activación máxima a aproximadamente 100°-110° de la flexión de la rodilla para los músculos cuádriceps, examinando cargas de 12MR entre participantes experimentados. Sin embargo, las cargas de 12MR se levantaron de manera lenta y continua (1 a 1.5 segundos en la fase ascendente), lo que puede explicar la pequeña variación en la activación máxima. Sin embargo, Escamilla y cols. [40] no informaron diferencias en el tiempo máximo entre los músculos cuádriceps. El componente de los músculos cuádriceps puede proporcionar una contribución diferente al torque extensor de la rodilla debido a su estructura anatómica [30,31]. Por ejemplo, el recto femoral tiene una función biarticular como flexor de cadera y extensor de rodilla [39,41]. Por lo tanto, el recto femoral puede ser el primer músculo en activarse para estabilizar la cadera. Un momento posterior de activación máxima puede aumentar el torque de la cadera.

El glúteo mayor demostró diferencias en el momento de la activación máxima entre el 30% y el 50% de 1MR y entre el 50%

y el 90% de 1MR. El cambio en el *timing* puede ser el resultado de una menor velocidad de levantamiento con cargas crecientes. Los participantes dependían más de las contribuciones y la coordinación entre los diferentes motores principales, en contraste con las cargas más ligeras donde los participantes tenían una aceleración rápida desde la posición más baja. Hasta donde sabemos, ningún estudio previo ha examinado el *timing* de los glúteos con diferentes cargas. Sin embargo, varios estudios han examinado el pico de los músculos isquiotibiales (bíceps femoral y semitendinoso) y han informado que el pico está entre 110° y 130° de la flexión de la rodilla [39,40]. Los hallazgos del presente estudio apoyan estos estudios previos. Sin embargo, el bíceps femoral demostró un *timing* máximo similar a través de las cargas, mientras que el semitendinoso tuvo un *timing* máximo posterior significativo entre el 50% y el 80% de 1MR. Una mayor coactivación con las cargas más pesadas (>80% de 1MR) puede evitar un torque de flexión de la cadera causado por la activación del recto femoral con cargas crecientes [39,42].

Una limitación del presente estudio es que sólo se incluyeron hombres entrenados en fuerza y, por lo tanto, es posible que los resultados no se generalicen a otras poblaciones. Además, siempre existe el riesgo de interferencias de los músculos cercanos al utilizar la EMG de superficie, lo que generaría mediciones inexactas. Finalmente, el estudio no incluyó mediciones de la velocidad máxima o angular del tobillo, la rodilla o la cadera, y no se realizó ningún análisis en diferentes partes de la fase ascendente, lo que podría mostrar diferentes técnicas de prueba con diferentes cargas.

Implicancias prácticas

El presente estudio incluyó a hombres entrenados en fuerza y, por lo tanto, es posible que los resultados no se generalicen a otras poblaciones. Según el presente estudio, los atletas entrenados en fuerza pueden disminuir las cargas, pero tienen una actividad muscular similar cuando levantan con la máxima velocidad. Al disminuir las cargas, la tensión mecánica disminuye y se reduce el tiempo de recuperación. Por lo tanto, el uso de cargas más bajas con la máxima velocidad de elevación puede permitir a los atletas aumentar el volumen total sin aumentar el riesgo de lesiones. Con la excepción de la carga más pesada (1MR), los motores primarios (cuádriceps y glúteo mayor) tienen activaciones musculares similares entre el 70% y el 90% de 1MR y entre el 40% y el 60% de 1MR. Por lo tanto, los atletas y entrenadores podrían variar la carga dentro de las 'ventanas' de carga y esperar el mismo efecto. Esto es importante para adaptarse a las preferencias de los atletas. Además, el requisito de fuerza difiere durante las diferentes tareas/deportes, y una variación en la carga podría ayudar a lidiar con esta diferenciación.

Conclusiones

Con el aumento de la carga, la velocidad de levantamiento promedio y máxima hacia arriba disminuyó, mientras que la duración de la fase ascendente aumentó junto con una aparición posterior de la velocidad máxima. En general, se observaron activaciones musculares similares en los motores primarios para cargas entre 40% y 60% de 1MR y entre 70% y 90% de 1MR, siendo el 100% de 1MR superior a las otras cargas cuando las cargas se levantaron a la máxima velocidad prevista. Esto significa que la velocidad máxima de levantamiento puede compensar el aumento de cargas, lo que puede permitir que los atletas entrenados en fuerza y aquellos en rehabilitación (atletas entrenados en fuerza) eviten cargas pesadas pero aún obtengan la misma activación muscular.

Información de apoyo

Archivo S1. EMG y datos cinemáticos.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0217044.s001>

Agradecimientos

Los autores desean agradecer a los participantes. El estudio se realizó sin financiación de empresas, fabricantes u organizaciones externas.

REFERENCIAS

1. ACSM. American College of Sports Medicine position stand. (2009). Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(3):687-708. Epub 2009/02/11. pmid:19204579.
2. Marshall PWM, McEwen M, Robbins DW. (2011). Strength and neuromuscular adaptation following one, four, and eight sets of high intensity resistance exercise in trained males. *Eur J Appl Physiol.* 2011; 111(12):3007-16. pmid:21451937
3. Campos GE, Luecke TJ, Wendeln HK, Toma K, Hagerman FC, Murray TF, et al. (2002). Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. *Eur J Appl Physiol.* 2002; 88(1):50-60. pmid:12436270

4. McBride JM, Larkin TR, Dayne AM, Haines TL, Kirby TJ. (2010). Effect of absolute and relative loading on muscle activity during stable and unstable squatting. *Int J Sports Physiol Perf.* 2010; 5(2):177-83. Epub 2010/07/14. pmid:20625190.
5. McBride JM, Triplett-McBride T, Davie A, Newton RU. (2002). The effect of heavy- vs. light-load jump squats on the development of strength, power, and speed. *J Strength Cond Res.* 2002; 16(1):75-82. PubMed PMID: SPHS-813434. pmid:11834109
6. Schmidbleicher D, Haralambie G. (1981). Changes in contractile properties of muscle after strength training in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1981; 46(3):221-8. Epub 1981/01/01. pmid:7195805.
7. Kaneko M, Fuchimoto T, Toji H, Suei K. (1983). Training effect of different loads on the force-velocity relationship and mechanical power output in human muscle. *Scand J Sports Sci.* 1983; 5(2):50-5.
8. Suchomel TJ, Nimphius S, Bellon CR, Stone MH. (2018). The importance of muscular strength: training considerations. *Sports Med.* 2018; 48(4):765-85. Epub 2018/01/27. pmid:29372481.
9. Sanchez-Medina L, Gonzalez-Badillo JJ. (2010). Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *Int J Sports Med.* 2010; 31:347-52. pmid:20180176
10. Sanchez Medina L. (2010). Movement velocity as a determinant of the level of effort in resistance training. *PhD Thesis. Sevilla: Universidad Pablo de Olive; 2010.*
11. van den Tillaar R, Saeterbakken A. (2014). Effect of fatigue upon performance and electromyographic activity in 6-RM bench press. *J Hum Kin.* 2014; 40:57-65. Epub 2014/07/18. pmid:25031673; PubMed Central PMCID: PMC4096084.
12. van den Tillaar R, Andersen V, Saeterbakken A. (2014). Comparison of muscle activation and performance during 6 RM, two legged free-weight squats. *Kinesiol Slov.* 2014;20(2):5-16. pmid:100242680.
13. Drinkwater EJ, Lawton TW, McKenna MJ, Lindsell RP, Hunt PH, Pyne DB. (2007). Increased number of forced repetitions does not enhance strength development with resistance training. *J Strength Cond Res.* 2007;21(3):841-7. pmid:17685709
14. Saeterbakken AH, Andersen V, van den Tillaar R. (2016). Comparison of kinematics and muscle activation in free-weight back squat with and without elastic bands. *J Strength Cond Res.* 2016;30(4):945-52. Epub 2015/09/09. pmid:26349045.
15. van den Tillaar R. (2015). Kinematics and muscle activation around the sticking region in free-weight barbell back squats. *Kinesiol Slov.* 2015; 21(1):15-25. PubMed PMID: 110468294.
16. van den Tillaar R, Andersen V, Saeterbakken AH. (2014). The existence of a sticking region in free weight squats. *J Hum Kin.* 2014; 42:63-71. Epub 2014/11/22. pmid:25414740; PubMed Central PMCID: PMC4234771.
17. Yavuz HU, Erdag D. (2017). Kinematic and electromyographic activity changes during back squat with submaximal and maximal loading. *Applied Bionics and Biomechanics.* 2017; 2017:9084725. Epub 2017/05/27. pmid:28546738; PubMed Central PMCID: PMC45435978.
18. Gomes WA, Brown LE, Soares EG, da Silva JJ, de OSFH, Serpa EP, et al. (2015). Kinematic and sEMG analysis of the back squat at different intensities with and without knee wraps. *J Strength Cond Res.* 2015; 29(9):2482-7. Epub 2015/03/13. pmid:25763519.
19. Aspe RR, Swinton PA. (2014). Electromyographic and kinetic comparison of the back squat and overhead squat. *J Strength Cond Res.* 2014; 28(10):2827-36. Epub 2014/03/26. pmid:24662228.
20. Andersen V, Fimland MS, Brennsset O, Haslestad LR, Lundteigen MS, Skalleberg K, et al. (2014). Muscle activation and strength in squat and bulgarian squat on stable and unstable surface. *Int J Sports Med.* 2014; 35(14):1196-202. PubMed PMID: Medline: pmid:25254898.
21. 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. PubMed PMID: Medline: pmid:24832981.
22. Goodman CA, Pearce AJ, Nicholes CJ, Gatt BM, Fairweather IH. (2008). No difference in 1RM strength and muscle activation during the barbell chest press on a stable and unstable surface. *J Strength Cond Res.* 2008; 22:88-94. pmid:18296960
23. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. (2010). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kin.* 2000; 10(5):361-74. Epub 2000/10/06. pmid:11018445.
24. Saeterbakken AH, Fimland MS. (2013). Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. *J Strength Cond Res.* 2013; 27(1):130-6. Epub 2012/03/28. pmid:22450254.
25. Bosquet L, Porta-Benach J, Blais J. (2010). Validity of a commercial linear encoder to estimate bench press 1 RM from the force-velocity relationship. *J Sports Sci Med.* 2010; 9:459-63. pmid:24149641
26. Bangalore S, Messerli FH. (2006). Of statistical significance: "Trends" toward significance and optimism bias. *J Am Coll Card.* 2006; 48(7):1471. pmid:17010814
27. Cohen J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences.* Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates; 1988. 174 p.
28. Newton RU, Murphy AJ, Humphries BJ, Wilson GJ, Kreamer WJ, Häkkinen K. (1997). Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. *Eur J Appl Physiol.* 1997; 50(10):311-20.
29. van den Tillaar R, Ettema G. (2009). A comparison of successful and unsuccessful attempts in maximal bench pressing. *Med Sci Sports Exerc.* 2009; 41(11):2056-63. pmid:19812510.
30. Willan PL, Ransome JA, Mahon M. (2002). Variability in human quadriceps muscles: quantitative study and review of clinical literature. *Clinical Anatomy (New York, NY).* 2002; 15(2):116-28. Epub 2002/03/06. pmid:11877790.
31. Farahmand F, Senavongse W, Amis AA. (1998). Quantitative study of the quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to instability of the patellofemoral joint. *J Orthop Res.* 1998; 16(1):136-43. Epub 1998/05/09. pmid:9565086.
32. Clark DR, Lambert MI, Hunter AM. (2012). Muscle activation in the loaded free barbell squat: a brief review. *J Strength Cond Res.* 2012; 26(4):1169-78. pmid:22373894
33. 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. *Eur J Appl Physiol.* 2013; 113(8):2133-42. Epub 2013/04/23. pmid:23604798.
34. Alkner BA, Tesch PA, Berg HE. (2000). Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Med Sci Sports Exerc.* 2000; 32(2):459-63. Epub 2000/02/29. pmid:10694132.

35. Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM. (2008). Contraction mode shift in quadriceps femoris muscle activation during dynamic knee extensor exercise with increasing loads. *J Biomech.* 2008; 41(15):3127-32. Epub 2008/10/22. pmid:18930234.
36. Van Cutsem M, Duchateau J, Hainaut K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *J Physiol.* 1998; 513 (Pt 1):295-305. Epub 1998/10/23. pmid:9782179; PubMed Central PMCID: PMC2231276.
37. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol.* 2002; 93(4):1318-26. Epub 2002/09/18. pmid:12235031.
38. Cochrane DJ, Barnes MJ. (2015). Muscle activation and onset times of hip extensors during various loads of a closed kinetic chain exercise. *Res Sports Med.* 2015;23(2):179-89. Epub 2015/02/07. pmid:25656945.
39. Escamilla RF, Fleisig GS, Lowry TM, Barrentine SW, Andrews JR. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Med Sci Sports Exerc.* 2001; 33(6):984-98. pmid:11404665
40. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 1998; 30(4):556-69. Epub 1998/05/05. pmid:9565938.
41. Ema R, Sakaguchi M, Akagi R, Kawakami Y. (2016). Unique activation of the quadriceps femoris during single- and multi-joint exercises. *Eur J Appl Physiol.* 2016; 116(5):1031-41. Epub 2016/04/02. pmid:27032805.
42. Komi PV, Kaneko M, Aura O. (1987). EMG activity of the leg extensor muscles with special reference to mechanical efficiency in concentric and eccentric exercise. *Int J Sports Med.* 1987; 8 Suppl 1:22-9. Epub 1987/03/01. pmid:3583516.

Cita Original

van den Tillaar R, Andersen V, Saeterbakken AH (2019) Comparison of muscle activation and kinematics during free-weight back squats with different loads. *PLoS ONE* 14(5): e0217044. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0217044>