

Article

Efectos Agudos de Unir Cadenas a la Barra sobre la Cinemática y la Activación Muscular en el Press de Banco en Hombres Entrenados en Fuerza

Roland van den Tillaar¹, Atle Hole Saeterbakken² y Vidar Andersen²¹Department of Sports Science, Nord University, 7601 Levanger, Norway²Faculty of Education, Arts and Sports, Western Norway University of Applied Sciences, 6851 Sogndal, Norway

RESUMEN

El objetivo del estudio fue investigar los efectos agudos de unir cadenas a una barra en el press de banco sobre la cinemática de la barra y la activación muscular. Doce hombres entrenados en fuerza (altura: 1.79 ± 0.05 m, peso: 84.3 ± 13.5 kg, una repetición máxima (1RM) de press de banco de 105 ± 17.1 kg) levantaron tres repeticiones de press de banco en tres condiciones: (1) un convencional press de banco al 85% de 1RM y press de banco con cadenas que estaban (2) emparejadas en la parte superior y (3) en la parte inferior con la carga del levantamiento de pesas convencional. Se midió la cinemática de la barra y la actividad muscular de ocho músculos a diferentes alturas durante el descenso y el levantamiento en las tres condiciones del press de banco. Los principales hallazgos fueron que la cinemática de la barra se alteró usando las cadenas, especialmente la condición de 85% de colocación inferior que resultó en velocidades máximas más bajas y tiempos de levantamiento más prolongados en comparación con la condición convencional del 85% ($p \leq 0.043$). Sin embargo, la actividad muscular sólo se vio afectada principalmente durante la fase de descenso. Con base en los hallazgos, se concluyó que el uso de cadenas durante el press de banco altera la cinemática de la barra, especialmente cuando la resistencia se iguala en la posición inferior. Además, la activación muscular sólo se vio alterada durante la fase de descenso al agregar cadenas a la barra.

INTRODUCCIÓN

Tradicionalmente, el entrenamiento de la fuerza se realiza con dispositivos con una carga constante (por ejemplo, pesas libres). Cuando se realiza un entrenamiento de la fuerza con pesas libres, la determinación del éxito o el fracaso a menudo se limita a una pequeña región del movimiento denominada región de estancamiento [1,2,3,4]. Por lo tanto, se han sugerido diferentes estrategias e instrumentos de entrenamiento para superar esa región de estancamiento [5].

La resistencia variable se ha introducido como una alternativa a la resistencia constante y una estrategia para superar la región de estancamiento. La resistencia variable se puede definir como una modalidad en la que la resistencia/carga varía a lo largo del rango de movimiento [6,7]. Se ha informado que, cuando se realiza un entrenamiento de la fuerza a las

velocidades máximas previstas, la resistencia variable conduce a una aceleración más rápida y una fase de desaceleración más corta de la barra [8]. Además, al analizar las diferentes partes de la repetición, se han reportado diferencias en la cinemática entre las resistencias variables y las constantes. Por ejemplo, Saeterbakken y cols. [9] informaron que el entrenamiento con resistencia variable condujo a mayores velocidades en la región previa al estancamiento, mientras que la resistencia constante mostró mayores velocidades en la región posterior al estancamiento.

Tales efectos específicos de la fase también se han informado para la activación muscular. Por ejemplo, tanto Aboodarda y cols. [10] e Israel y cols. [11] informaron que la resistencia variable aumentaba la activación de los agonistas en comparación con la resistencia constante. Sin embargo, la diferencia sólo se observó en las partes del movimiento donde la resistencia variable era mayor.

La resistencia variable puede ser inducida por diferentes equipos, como bandas elásticas, cadenas y máquinas especializadas [12]. De estos, las cadenas son las más fáciles de implementar en el entrenamiento, simplemente uniendo las cadenas a la barra. Varios estudios han examinado los efectos agudos de unir cadenas a la barra; sin embargo, la mayoría de estos eran estudios sobre ejercicios para la parte inferior del cuerpo [13,14,15,16,17,18]. Hasta donde sabemos, sólo dos estudios han examinado ejercicios de la parte superior del cuerpo [19,20]. Baker y Newton [19] investigaron el efecto de las cadenas en la cinemática de la barra y encontraron que el uso de cadenas con un equivalente de alrededor del 15% de 1RM unidas a una barra al 60% de 1RM permitía a los atletas generar un 10% de mayores velocidades en comparación con una carga de barra convencional al 75% de 1RM durante el press de banco. Godwin y cols. [20] compararon lanzamientos de press de banco al 45% de 1RM utilizando una carga constante o una carga constante (30% de 1RM) + cadenas (15% de 1RM) en jugadores de rugby. Los hallazgos mostraron una mayor aceleración y velocidad de la barra para la condición con cadena. En los dos estudios mencionados anteriormente, se levantó la misma carga absoluta (en kg), con la carga igualada en la posición superior (brazos extendidos). En consecuencia, en la posición inferior (barra en el esternón), la resistencia en la condición de cadena sería menor que en la condición de pesos libres, lo que podría explicar los hallazgos de los estudios. Además, ninguno de estos estudios incluyó electromiografía (EMG), lo que podría proporcionar más información sobre los posibles mecanismos involucrados con las cadenas. Hasta la fecha, ningún estudio ha investigado los efectos agudos al comparar la resistencia en la posición inferior del movimiento con mediciones de EMG. Se podría racionalizar que esto afectaría tanto a la cinemática como a la actividad muscular y, por lo tanto, sería de gran interés científico y práctico.

Por lo tanto, el objetivo del estudio fue investigar los efectos agudos de (i) unir cadenas a la barra sobre la cinemática y la activación muscular en el press de banco y (ii) investigar las diferencias entre igualar la resistencia en la posición superior o inferior. Se planteó la hipótesis de que el uso de cadenas alteraría la cinemática de la barra y la activación muscular en comparación con el press de banco convencional debido al aumento y la disminución de las cargas durante el descenso y la elevación de la barra. Más específicamente, se planteó la hipótesis de que igualar la resistencia en la posición superior aumentaría la velocidad de la barra, especialmente en la primera parte del movimiento, mientras que igualar la resistencia en la posición inferior aumentaría la activación muscular.

MÉTODOS

Enfoque experimental del problema

Para investigar el efecto de unir cadenas a una barra sobre la cinemática y la activación muscular en el press de banco, se utilizó un diseño de sujetos en el que cada participante hizo un press de banco en tres condiciones: press de banco convencional al 85% de una repetición máxima (1RM) y press de banco con cadenas en las que la carga en la parte superior o inferior del levantamiento era similar a la carga del press de banco convencional al 85% de 1RM. Las variables dependientes fueron la cinemática de la barra y la activación muscular a diferentes alturas durante las fases de descenso y levantamiento.

Participantes

Doce hombres entrenados en fuerza (altura: 1.79 ± 0.05 m, masa corporal: 84.3 ± 13.5 kg/m² y 1RM en press de banco: 105 ± 17.1 kg), con al menos un año de entrenamiento regular (1-2 veces por semana) en el press de banco, participaron en este estudio. Se obtuvo el consentimiento por escrito de cada participante al comienzo del estudio después de informar a cada participante sobre los procedimientos y riesgos del experimento. El estudio se realizó siguiendo la última revisión de la Declaración de Helsinki y las normas éticas vigentes para la investigación y fue aprobado por el Centro Nacional de Datos de Investigación (pr.nr: 991974).

Procedimiento

La mayoría de los participantes no tenían ninguna experiencia con cadenas durante un press de banco. Por lo tanto, se realizó una sesión de familiarización una semana antes de la sesión de prueba. Es de notar que la prueba de 1RM no se realizó en esta sesión de familiarización ya que todos los participantes habían participado en otros estudios de press de banco durante las últimas cuatro semanas examinando su 1RM. En la sesión de familiarización, se realizaron 2-3 series de 2-3 repeticiones con cadenas. La familiarización se llevó a cabo con cargas del 85% de 1RM emparejadas tanto en la parte superior como en la inferior del levantamiento. Para calcular las cargas superior e inferior correctas con las cadenas, el participante tenía que mantener la barra con cadenas en estas posiciones. La fuerza total se midió con una plataforma de fuerza (Ergotest Innovation, Stathelle, Noruega) colocada debajo del banco en el que se colocó todo el cuerpo del participante. Las cadenas (Pivot Fitness, Tianjin, China) unidas a la barra tenían 12 kg cada una y 0.75 m de largo. Se colocaron sobre cajas (0.4 m de altura (Figura 1)), lo que resultó en una carga de +5 kg y -5 kg en comparación con el 85% de la carga de 1RM durante la condición convencional. Por ejemplo, levantando 100 kg en el levantamiento convencional, 95 kg (barra + cadenas) representaría la condición superior igualada, mientras que 105 kg (barra + cadenas) representaría la condición inferior igualada. Así, la resistencia variable en las condiciones de la cadena consistió en un promedio de 5.1% en comparación con la carga convencional.

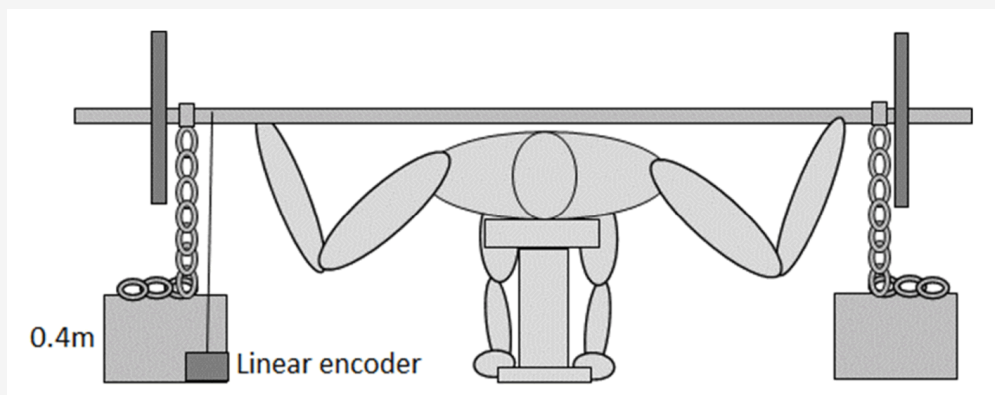


Figura 1. Press de banco configurado con cadenas y encoder lineal conectado a la barra.

En la sesión experimental, se midió la altura y la masa corporal. Posteriormente, se preparó la piel (afeitado, lavado con alcohol y raspado) para la colocación de electrodos EMG de superficie recubiertos con gel. Los electrodos se colocaron en el lado derecho del cuerpo. Las almohadillas de electrodos (diámetro de contacto de 11 mm, distancia de centro a centro de 20 mm) se colocaron en una supuesta dirección de las fibras musculares subyacentes, con una distancia de centro a centro de 2.0 cm. Se colocaron electrodos autoadhesivos (Dri-Stick Silver circular sEMG Electrodes AE-131, NeuroDyne Medical, Cambridge, MA, EE. UU.) en los vientres de los siguientes ocho músculos: pectoral (porción clavicular y esternal), tríceps braquial (medial, lateral, y largo), bíceps braquial y deltoides (lateral y anterior). Los electrodos se colocaron de acuerdo a las recomendaciones del SENIAM [21]. Luego de la colocación de los electrodos, el participante realizó el calentamiento. El calentamiento fue individualizado para asegurar que el participante estuviera listo para levantar en las tres condiciones. Básicamente, el calentamiento consistió en dos series con cargas ligeras y muchas repeticiones (10-12 repeticiones), luego dos series de cargas pesadas crecientes con pocas repeticiones (6-8 repeticiones), y finalmente 5 minutos de descanso antes de comenzar la prueba.

Se instruyó a los participantes para que bajaran y levantaran la barra lo más rápido posible pero bajo control total. La barra tenía que tocar el pecho antes de levantarla completamente, sin rebotar. La ubicación del agarre se seleccionó individualmente, pero tenía que estar al menos fuera del ancho de los hombros y dentro de los marcadores de ancho de agarre máximo permitido en una competencia de levantamiento de pesas. Esta posición fue marcada y controlada durante toda la sesión de prueba con las diferentes condiciones. Se le indicó al participante que levantara una serie de tres repeticiones en cada una de las tres condiciones: (1) 85% de levantamiento convencional de 1RM, (2) cadenas con carga igualada en la parte superior y (3) en la parte inferior del levantamiento al 85% de levantamiento convencional de 1RM. El orden de las diferentes condiciones se estratificó aleatoriamente para los participantes, lo que resultó en seis grupos equilibrados de dos participantes con su propio orden de condiciones de levantamiento. Entre cada intento, se prescribieron 4-7 min de descanso según las necesidades personales de los participantes para evitar la fatiga.

Mediciones

La activación muscular se midió con un sistema de electromiografía de superficie (EMG) (Musclelab v.10.190, Ergotest Innovation, Stathelle, Noruega) con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Para minimizar el ruido inducido por fuentes externas, la señal sin procesar de EMG se amplificó y filtró con un preamplificador ubicado lo más cerca posible del punto de captación. La relación de rechazo de modo común (CMRR) fue de 106 dB y la impedancia de entrada entre cada par de electrodos fue $>1012 \Omega$. Las señales se filtraron con paso de banda (filtro *Butterworth* de cuarto orden) con una frecuencia de corte de 20 Hz y 500 Hz, se rectificaron, integraron y convirtieron a señales de raíz cuadrada media (RMS) utilizando una red de circuito de hardware (respuesta de frecuencia 450 kHz, constante promedio de 12 ms, error total $\pm 0.5\%$) [22]. Para localizar posibles diferencias específicas de la región en la actividad muscular entre las tres condiciones, la altura de levantamiento se dividió en ocho partes iguales (porcentaje de cada fase) en las fases de descenso y levantamiento. Para comparar las EMG de las diferentes condiciones de levantamiento, las EMG se normalizaron con el RMS más alto por altura medido durante una de las tres condiciones para cada participante. La cinemática de la barra se midió con un *encoder* lineal (Ergotest Innovation, Stathelle, Noruega) conectado a la barra para medir la velocidad de la barra, el desplazamiento vertical y el tiempo. El *encoder* lineal midió el tiempo y el desplazamiento vertical de la barra con una resolución de 0.019 mm y una frecuencia de muestreo de 200 Hz. Se analizaron las fases de descenso y levantamiento de la segunda repetición ya que, en la primera repetición, los participantes se reservaron [22] y la tercera repetición no siempre fue posible debido a la falla en la condición de la cadena inferior. Se identificaron la velocidad máxima de descenso ($v_{\text{máx}}$ abajo), las velocidades máximas primera ($v_{\text{máx1}}$) y segunda ($v_{\text{máx2}}$) y la velocidad mínima (v_{min}) (eventos de la región de estancamiento), junto con su distancia y tiempo (absoluto y relativo) y el tiempo total de levantamiento de ambas fases para analizar los cambios de la cinemática de la barra durante las tres condiciones. El *encoder* lineal y la EMG se sincronizaron y analizaron en Musclelab v.10.212.97.5176 (Ergotest Innovation, Stathelle, Noruega).

Análisis estadístico

Para evaluar los cambios en la cinemática de la barra entre las tres condiciones, se realizó un análisis de varianza (ANOVA) de una vía con medidas repetidas en cada una de las variables (velocidad, distancia y tiempo en los diferentes eventos). Para investigar el efecto de la condición en la EMG, se realizó un ANOVA de 3 (condición) \times 8 (altura) con medidas repetidas para cada fase y cada músculo. En los casos en que se violaba el supuesto de esfericidad, se informaban los ajustes de Greenhouse-Geisser de los valores de p . Cuando se encontraron diferencias significativas, se realizaba una comparación *post hoc* de Holm-Bonferroni. El nivel de significación se fijó en $p < 0.05$. Los análisis estadísticos se realizaron con el SPSS versión 27.0 (IBM Corp. Released 2020. IBM SPSS Statistics para Windows, Armonk, NY, EE. UU.). Todos los resultados se presentan como media \pm SD. El tamaño del efecto se evaluó con η^2 cuadrada parcial (η^2) 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 $\eta^2 > 0.14$ [23].

Resultados

Los participantes levantaron 83.2 ± 14.2 kg en el 85% de press de banco convencional. Se encontró un efecto significativo de la condición para los tiempos totales de descenso y levantamiento ($F \geq 3.8$, $p \leq 0.039$, $\eta^2 \geq 0.24$), la velocidad en cada evento ($F \geq 3.6$, $p \leq 0.043$, $\eta^2 \geq 0.23$), distancia, distancia relativa y tiempo relativo en $v_{\text{máx1}}$ ($F \geq 3.7$, $p \leq 0.039$, $\eta^2 \geq 0.24$), y el intervalo de $v_{\text{máx1}}$ a v_{min} y v_{min} a $v_{\text{máx2}}$ ($F \geq 4.1$, $p \leq 0.030$, $\eta^2 \geq 0.25$), pero no en la relación tiempo, distancia relativa y distancia en estos dos eventos ($F \leq 1.8$, $p \geq 0.19$, $\eta^2 \leq 0.13$). Una comparación *post hoc* reveló que la velocidad fue significativamente menor en cada evento para la condición de coincidencia inferior del 85% de la cadena en comparación con la condición convencional del 85% y en la fase descendente, que también fue menor que con la condición de coincidencia superior del 85% de la cadena. Además, el tiempo total de descenso fue significativamente más largo en la condición de cadena con un 85% de coincidencia en la parte inferior en comparación con los levantamientos convencionales al 85% y la fase de levantamiento con ambas condiciones (Tabla 1). Los intervalos de tiempo $v_{\text{máx1}} - v_{\text{min}}$ y $v_{\text{min}} - v_{\text{máx2}}$ fueron significativamente más largos cuando se levantaron con las cadenas 85% en la condición inferior en comparación con la condición convencional al 85%, mientras que el tiempo relativo de ocurrencia de la $v_{\text{máx1}}$ y $v_{\text{máx2}}$ fue, respectivamente, anterior y posterior, durante el levantamiento que con la condición convencional del 85%. La distancia a la que se produjo $v_{\text{máx1}}$ fue significativamente menor en las cadenas en la condición de emparejamiento inferior en comparación con las otras dos condiciones, lo que también resultó en una distancia relativa significativamente menor entre la cadena con un 85% de emparejamiento inferior y la cadena con un 85% de emparejamiento superior de las condiciones emparejadas (Tabla 1).

Tabla 1. Cinemática de la barra de pesas de las tres condiciones en la segunda repetición (media \pm SD).

Parameter	Conventional 85%	Chains 85% Top	Chains 85% Bottom
v_{\max} down (m/s)	0.60 \pm 0.15	0.57 \pm 0.13	0.51 \pm 0.10 *
Time v_{\max} down (s)	0.49 \pm 0.24	0.52 \pm 0.25	0.51 \pm 0.18
Relative time v_{\max} down (%)	48.5 \pm 18.1	46.6 \pm 13.7	43.6 \pm 9.5
Total lowering time (s)	1.00 \pm 0.21 †	1.09 \pm 0.32	1.15 \pm 0.28 †
$v_{\max1}$ (m/s)	0.37 \pm 0.10 †	0.37 \pm 0.07	0.32 \pm 0.10 †
Distance $v_{\max1}$ (m)	0.05 \pm 0.02	0.05 \pm 0.03	0.04 \pm 0.02 *
Time $v_{\max1}$ (m)	0.18 \pm 0.06	0.19 \pm 0.06	0.16 \pm 0.05
Relative distance $v_{\max1}$ (%)	13.7 \pm 5.6	14.9 \pm 7.0 †	10.7 \pm 4.7 †
Relative time $v_{\max1}$ (%)	15.3 \pm 6.5	14.9 \pm 7.6	9.2 \pm 6.0 *
v_{\min} (m/s)	0.26 \pm 0.14 †	0.22 \pm 0.10	0.13 \pm 0.14 †
Distance $v_{\max1} - v_{\min}$ (m)	0.11 \pm 0.04	0.12 \pm 0.05	0.13 \pm 0.05
Interval $v_{\max1} - v_{\min}$ (s)	0.38 \pm 0.18 †	0.45 \pm 0.21	0.95 \pm 0.88 †
Relative distance v_{\min} (%)	43.1 \pm 10.2	48.8 \pm 19.7	47.8 \pm 12.4
Relative time v_{\min} (%)	44.3 \pm 9.0	46.7 \pm 17.4	46.8 \pm 12.1
$v_{\max2}$ (m/s)	0.43 \pm 0.13 †	0.38 \pm 0.11	0.31 \pm 0.12 †
Distance $v_{\min} - v_{\max2}$ (m)	0.15 \pm 0.04	0.14 \pm 0.07	0.14 \pm 0.04
Interval $v_{\min} - v_{\max2}$ (s)	0.50 \pm 0.25 †	0.56 \pm 0.33	0.89 \pm 0.50 †
Relative distance $v_{\max2}$	85.0 \pm 4.8	87.7 \pm 4.6	87.3 \pm 5.9
Relative time $v_{\max2}$ (%)	82.4 \pm 6.6 †	85.1 \pm 6.1	86.5 \pm 6.7 †
Total lifting time	1.28 \pm 0.31	1.42 \pm 0.42	2.27 \pm 1.26 *
Total distance	0.36 \pm 0.04	0.36 \pm 0.03	0.35 \pm 0.04

† Significant difference between these two conditions on a $p < 0.05$ level. * Significant difference with the other conditions on a $p < 0.05$ level.

Durante las fases de descenso y ascenso, la actividad muscular cambió significativamente para todos los músculos ($F \geq 4.4$, $p \leq 0.31$, $\eta^2 \geq 0.33$), excepto para la porción esternal del pectoral mayor en ambas fases ($F \leq 1.4$, $p \geq 0.26$, $\eta^2 \leq 0.11$) y las cabezas larga y medial del tríceps braquial durante la fase de descenso ($F \leq 2.6$, $p \geq 0.082$, $\eta^2 \leq 0.19$). Sin embargo, se encontró un efecto significativo de la condición durante la fase de descenso para las porciones medial y larga del tríceps braquial ($F \geq 3.1$, $p \leq 0.046$, $\eta^2 \geq 0.27$) y deltoides lateral ($F = 6.4$, $p = 0.007$, $\eta^2 = 0.37$). Además, se encontraron efectos de interacción significativos durante la fase de descenso para ambas partes de los músculos deltoides y pectoral ($F \geq 2.0$, $p \leq 0.021$, $\eta^2 \geq 0.15$). Para la fase de levantamiento, no se encontraron condiciones significativas ($F \leq 2.17$, $p \geq 0.138$, $\eta^2 \leq 0.16$) o efectos de interacción ($F \leq 1.38$, $p \geq 0.169$, $\eta^2 \leq 0.11$) para ninguno de los otros músculos (Figura 2 y Figura 3). La comparación *post hoc* reveló que la actividad muscular de la porción larga del tríceps braquial y el deltoides lateral fueron significativamente más altos en la condición de 85% de emparejamiento inferior en comparación con los de las otras dos condiciones, mientras que la actividad EMG de la porción medial del tríceps braquial en el 85% de la condición superior fue significativamente más bajo que en el 85% convencional durante la fase de descenso (Figura 2). Además, durante partes de la fase de descenso, ambas porciones del pectoral mostraron que la condición con el 85% de la parte inferior emparejada tenía una mayor activación que las otras condiciones, mientras que los músculos deltoides también mostraron un desarrollo de actividad diferente entre las tres condiciones (Figura 3).

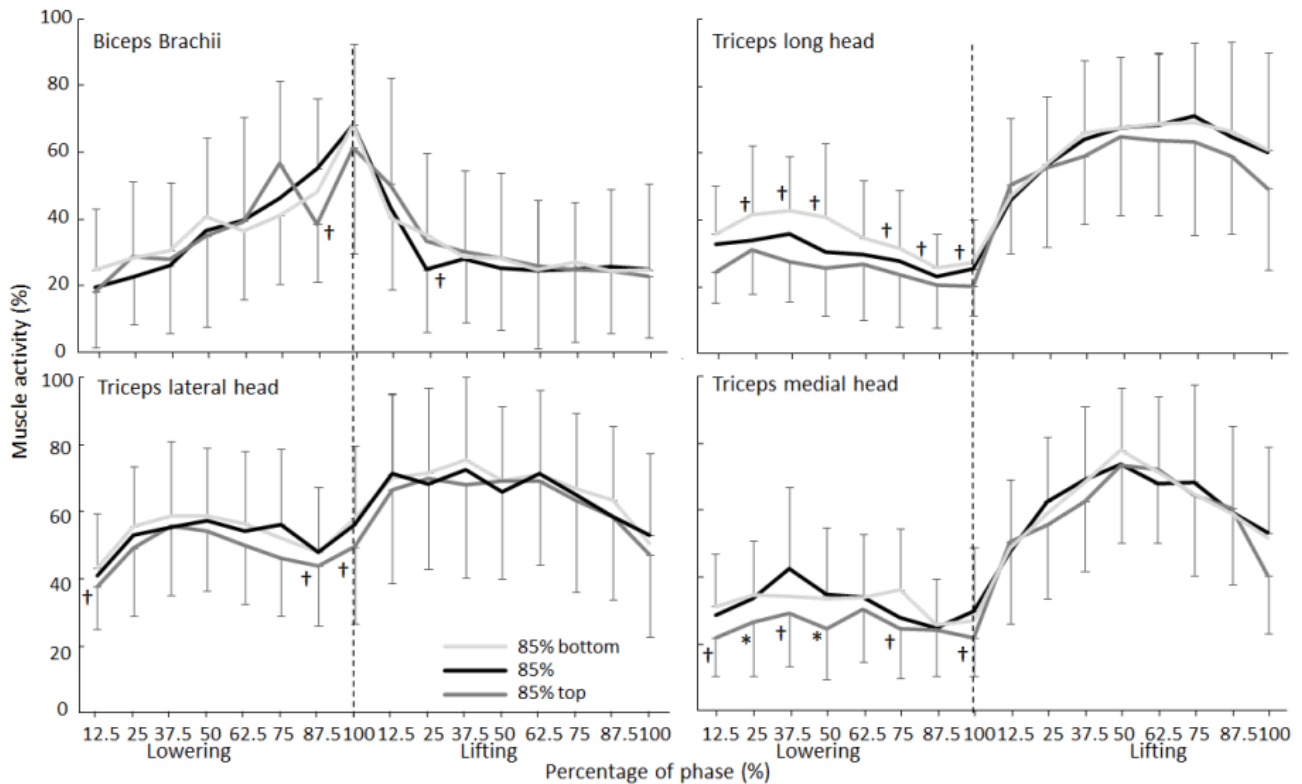


Figura 2. Media (\pm SD) de RMS EMG por 12.5% de la distancia total de la barra en las fases de descenso y levantamiento para los músculos bíceps y tríceps braquial durante el press de banco por condición. * Indica una diferencia significativa con las otras dos condiciones a esta altura en un nivel de $p < 0.05$. † Indica una diferencia significativa con la condición más alejada de esta condición a esta altura en un nivel de $p < 0.05$.

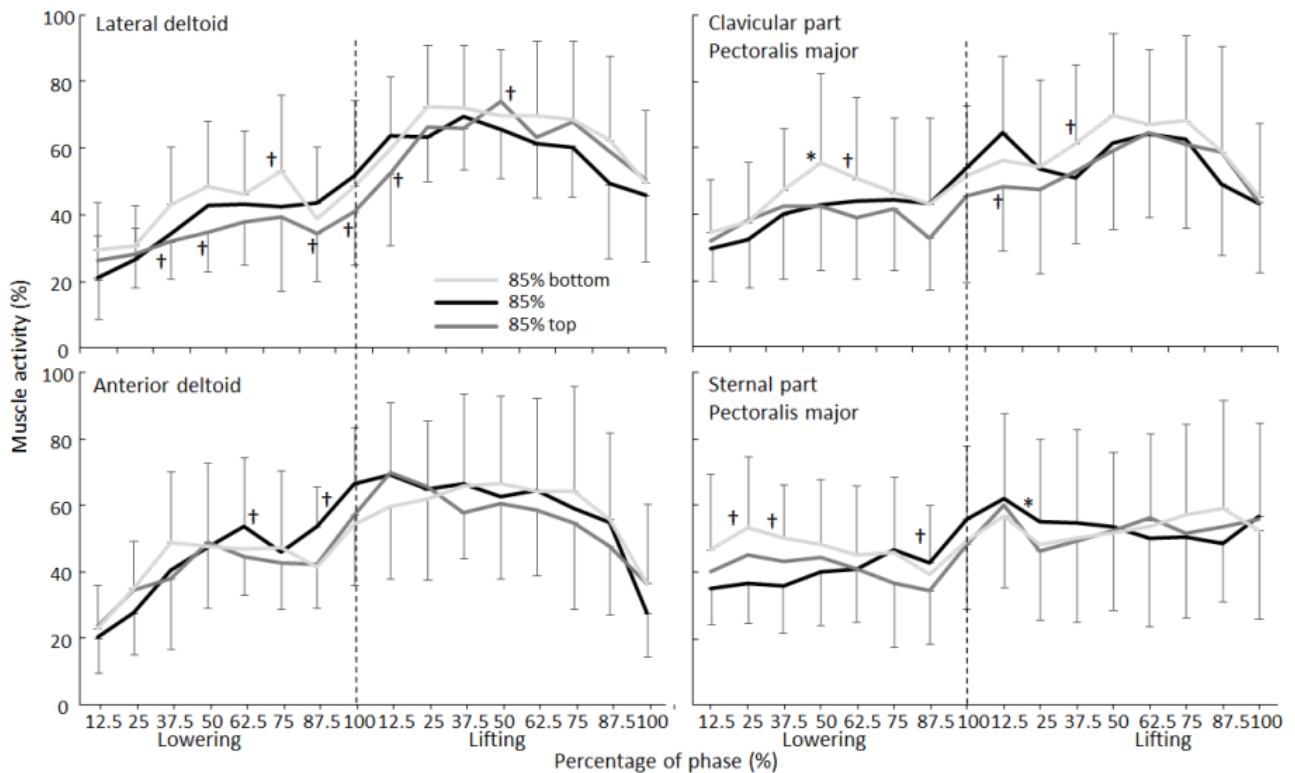


Figura 3. Media (\pm SD) de RMS EMG por 12.5% de la distancia total de la barra en las fases de descenso y levantamiento para los

*músculos deltoides y pectoral mayor durante el press de banco por condición. * Indica una diferencia significativa con las otras dos condiciones a esta altura en un nivel de $p < 0.05$. † Indica una diferencia significativa con la condición más alejada de esta condición a esta altura en un nivel de $p < 0.05$.*

Discusión

El objetivo del estudio fue investigar los efectos agudos sobre la cinemática y la activación muscular al unir cadenas a una barra mientras se realiza el press de banco. Los principales hallazgos fueron que la cinemática de la barra se alteró con el uso de las cadenas, especialmente en la condición de ajuste inferior del 85%, lo que resultó en velocidades máximas más bajas y tiempos de levantamiento más prolongados en comparación con la condición convencional del 85%. Sin embargo, la actividad EMG se vio afectada principalmente durante la fase de descenso para todos los músculos, excepto el bíceps braquial.

El 85% de la condición de igualación de la parte inferior resultó en velocidades más bajas en todos los eventos, lo que probablemente se explica por el aumento de la resistencia. Cuando los brazos estaban rectos en la condición de emparejamiento inferior, la carga total fue del 90.1% de 1RM. En consecuencia, esto requiere una mayor producción de fuerza de los músculos para levantar la carga mientras se baja y se vuelve a levantar. Los presentes hallazgos fueron respaldados por van den Tillaar y Kwan [24] y Kristiansen, y cols. [25], quienes demostraron que las cargas adicionales durante la fase de descenso del press de banco dieron como resultado velocidades máximas más bajas. Además, el desplazamiento vertical de la región de estancamiento en el presente estudio también comienza un poco antes en la condición de 85% de coincidencia inferior en comparación con las de las otras condiciones (0.04 m frente a 0.05 m, Tabla 1) debido al pico de velocidad más bajo en la condición del 85% de coincidencia inferior. Sin embargo, la región de estancamiento termina a la misma altura entre las condiciones, lo que indica que dicha región se produce en una región de posición mecánicamente deficiente [4,26,27].

Sorprendentemente, no se encontraron alteraciones entre el 85% convencional y el 85% de las mejores condiciones. Este hallazgo contradice a Baker y Newton [19], quienes informaron velocidades máximas y promedio aumentadas para la condición con cadena. Esta discrepancia con Baker y Newton [19] probablemente se deba a las cargas que se examinaron. En el presente estudio, se tuvo que levantar el 85% de 1RM, mientras que los atletas del estudio de Baker y Newton [19] levantaron el 75% de 1RM [19]. Debido a la menor carga en el estudio de Baker y Newton [19], los participantes pudieron aumentar la velocidad máxima al comienzo de la fase de levantamiento durante la condición con cadena sin que ocurriera una región de estancamiento. Sin embargo, en el presente estudio, la carga ya era tan alta que, en la condición de coincidencia superior del 85%, también se produce una región de estancamiento, lo que da como resultado un rendimiento similar al de la elevación convencional del 85%. Además, la diferencia en la carga desde la posición inferior a la superior con cadenas fue mucho mayor en el estudio de Baker y Newton [19] que en el presente estudio (15% vs 5.1%), lo que también podría influir en la velocidad de levantamiento. Esta especulación está respaldada por estudios previos [13,14]. Por ejemplo, Heelas y cols. [14] compararon la velocidad de levantamiento en el peso muerto usando sólo pesos libres y usando pesos libres combinados con un porcentaje diferente de resistencia variable. Los autores informaron que la velocidad media aumentaba a medida que se incrementaba la contribución de la resistencia variable. Contrariamente a esto, Berning y cols. [13] no encontraron diferencias en la velocidad al comparar el envión olímpico con pesas libres o pesas libres + cadenas. Es importante destacar, y similar al presente estudio, la contribución de las cadenas en Berning y cols. [13] fue de aproximadamente el 5%, lo que, según sugieren los autores, puede ser demasiado bajo para provocar un efecto.

La alteración en la cinemática de la barra entre las condiciones no estuvo acompañada de cambios similares en la activación muscular (Figura 2 y Figura 3). Sólo durante la fase de descenso, la condición del 85% de la parte inferior resultó en una mayor activación del deltoides lateral y la porción larga del tríceps en comparación con la condición del 85% de la parte superior. Sin embargo, las diferencias no fueron evidentes al comienzo de la fase de descenso, pero sí en la totalidad o en otras partes de la fase del descenso. Además, sólo el deltoides anterior y la parte esternal del pectoral mayor mostraron un patrón de mayor actividad al inicio de la fase de descenso durante la condición de 85% de ajuste inferior, que desaparece al bajar la barra en comparación con la condición convencional de 85%. La porción medial del tríceps mostró una disminución de la actividad cuando se levantaba con la condición 85% igualada en la parte superior en comparación con la condición del 85% convencional. La falta de diferencias en la activación muscular entre el 85% convencional y el 85% de la condición superior durante la fase de descenso puede deberse a mayores requisitos de estabilidad por las cadenas. Dado que las partes de la cadena llegan a las cajas, esto podría causar algunas perturbaciones y tirones en la dirección horizontal. Esto puede causar una mayor activación muscular en la condición de 85% de la coincidencia superior y, por lo tanto, reducir el rendimiento del levantamiento esperado. Es importante destacar que, en general, los niveles de activación fueron bajos durante las fases de descenso. Por lo tanto, la importancia de estos hallazgos es cuestionable.

El hecho de que no se encontraran diferencias significativas en ninguno de los músculos durante la fase de levantamiento (Figura 2 y Figura 3) fue sorprendente ya que la cinemática de la barra (Tabla 1) cambió. Una explicación podría ser que, durante la fase de levantamiento, los músculos se activaron al máximo, especialmente cuando los levantamientos alcanzaron el agotamiento total [28]. Además, las diferencias en las cargas entre las tres condiciones fueron bajas (un máximo del 10% entre el 85% de las condiciones coincidentes de la parte superior e inferior). Con esta pequeña diferencia de cargas, los músculos se activan al mismo nivel [29]. Al levantar diferentes cargas con máxima intención en el press de banco, van den Tillaar y Souza [30] encontraron que la actividad muscular no cambió entre cargas de 10% de diferencia. Es de destacar que estudios previos han argumentado que, cuando se busca optimizar el estrés neuromuscular, una contribución relativamente grande debería provenir del componente variable [10,31].

El presente estudio tiene algunas limitaciones. En primer lugar, ninguno de los participantes tenía experiencia realizando press de banco con cadenas. Aunque tuvieron una sesión de familiarización, puede que no haya sido suficiente para disminuir los posibles efectos de aprendizaje. En consecuencia, es posible que los levantamientos con cadenas no se hayan realizado al máximo, como es probable con la condición del 85% de la coincidencia superior. En segundo lugar, siempre existe la posibilidad de diafonía al medir la EMG, lo que podría influir en los resultados de la EMG [32]. En estudios futuros, se deben incluir más sesiones de familiarización o un período de entrenamiento para investigar si la ausencia de diferencias en la cinemática de la barra entre el 85% de la condición superior y el 85% convencional fue el resultado de requisitos adicionales de estabilidad o el efecto de una falta de experiencia.

Conclusiones

En base a los hallazgos del presente estudio, se concluyó que el uso de cadenas durante la ejecución del press de banco altera la cinemática de la barra, especialmente cuando la resistencia se iguala en la posición inferior. Además, la activación muscular sólo se vio alterada durante la fase de descenso al agregar cadenas a la barra.

Aplicación práctica

Se ha sugerido que la resistencia variable altera la cinemática y el estrés neuromuscular en comparación con la resistencia constante. El resultado del presente estudio muestra que adjuntar cadenas a la barra en el banco de pesas cambia la cinemática en comparación con el uso exclusivo de pesas libres. Es importante destacar que estas diferencias se limitaron principalmente a la condición de la cadena en la que la resistencia coincidía en la posición inferior del movimiento. Las diferencias en la activación muscular fueron menos pronunciadas y se limitaron principalmente a la fase de descenso. Por lo tanto, los atletas y los sujetos activos recreativos que desean concentrarse en velocidades de barra más bajas y tiempos de levantamiento más largos deben agregar cadenas a la barra y hacer coincidir la resistencia con su resistencia normal de press de banco en la posición inferior del movimiento. Sin embargo, según los hallazgos de estudios previos, la resistencia variable también podría ser una alternativa para aumentar la velocidad de la barra [14,19] y el estrés neuromuscular [10,31]. Es importante destacar que, para obtener esto, parece que la contribución porcentual de la resistencia variable debería ser mayor que la del presente estudio.

Financiamiento

Esta investigación no recibió financiación externa.

Declaración de la Junta de Revisión Institucional

El estudio se realizó de acuerdo con las normas éticas para la investigación, aprobadas por el *Norwegian Centre for Research Data* (proyecto nr: 701688 el 14 de julio de 2020).

Declaración de consentimiento informado

Se obtuvo el consentimiento informado de todos los sujetos involucrados en el estudio.

Declaración de disponibilidad de datos

Los datos sin procesar que respaldan las conclusiones de este artículo serán puestos a disposición por los autores, sin reservas indebidas.

Conflictos de interés

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

REFERENCIAS

1. Para ver las referencias bibliográficas remitirse al artículo original: (The Acute Effects of Attaching Chains to the Barbell on Kinematics and Muscle Activation in Bench Press in Resistance-Trained Men). <https://doi.org/10.3390/jfmk7020039>.

Cita Original

The Acute Effects of Attaching Chains to the Barbell on Kinematics and Muscle Activation in Bench Press in Resistance-Trained Men. Roland van den Tillaar, Atle Hole Saeterbakken, Vidar Andersen. *J. Funct. Morphol. Kinesiol.* 2022, 7(2), 39; <https://doi.org/10.3390/jfmk7020039>