PubliCE, (PubliCE) 2020

Article

Activación Muscular con Cargas Oscilantes en el Press de Banco

Atle Hole Saeterbakken, Tom Erik Jorung Solstad, Nicolay Stien, Matthew Peter Shaw, Helene Pedersen y Vidar Andersen

Faculty of Education, Arts and Sports, Western Norway University of Applied Sciences, Sogndal, Norway

Disponibilidad de datos: Todos los datos relevantes están dentro del artículo.
Financiamiento: Los autores no recibieron financiamiento específico para este trabajo.
Conflictos de intereses: Los autores han declarado que no existen conflictos de intereses.

RESUMEN

El objetivo del estudio fue comparar la amplitud EMG en el press de banco (cargas estables) con el press de banco utilizando cargas que se mueven en direcciones anteroposterior y mediolateral. Se reclutaron diecisiete hombres entrenados en fuerza, con 9.4±4.7 años de experiencia en entrenamiento de la fuerza. Después de una sesión de familiarización evaluando 1 repetición máxima (MR) en el press de banco, los participantes realizaron: 1) press de banco con carga estable tradicional 2) press de banco con cargas (2x5 kg) unidas como péndulos que se balancean hacia adelante/hacia atrás y 3) hacia izquierda/derecha, en orden aleatorio. La carga total fue el 70% de la carga de 1MR. La electromiografía se midió en el pectoral mayor, deltoides anterior y posterior, bíceps braquial, tríceps braquial y oblicuos externos. Utilizando cargas estables, el pectoral mayor demostró una amplitud EMG más baja en comparación con las dos condiciones inestables. En los oblicuos externos, las condiciones estables demostraron una amplitud EMG menor que la oscilación en la dirección mediolateral, pero no en la dirección anteroposterior. No hubo diferencias entre las dos cargas oscilantes o las tres condiciones para el tríceps braquial, bíceps braquial, deltoides anterior o deltoides posterior. En conclusión, el balanceo en el press de banco resultó en una amplitud EMG similar en los músculos de los hombros y brazos, pero una mayor actividad del pectoral y del oblicuo externo (sólo en el balanceo mediolateral) en comparación con el press de banco.

INTRODUCCIÓN

El press de banco es uno de los ejercicios más populares y utilizados para ganar fuerza y potencia en la parte superior del cuerpo. Además del press de banco, los entusiastas del entrenamiento de la fuerza a menudo incluyen otros ejercicios de press de pecho (es decir, vuelos con mancuernas, press de banco inclinado) o utilizan máquinas de ejercicio en sus rutinas de entrenamiento. Recientemente, entrenadores y deportistas han incluido la inestabilidad dentro del entrenamiento de la fuerza para fortalecer los músculos estabilizadores y aumentar la estabilidad en la cintura escapular [1,2]. Una estabilidad articular mejorada puede tener ventajas al generar fuerza durante condiciones más estables [3-5].

Varios estudios han examinado los efectos de aumentar los requisitos de estabilidad en los ejercicios de press de pecho

[6-8]. Uno de los enfoques más comunes para proporcionar inestabilidad en el entrenamiento de la fuerza es realizar los ejercicios en superficies inestables (por ejemplo, pelota suiza, pelotas BOSU o discos de equilibrio). La incorporación de requisitos de alta estabilidad (es decir, una superficie inestable) disminuye la producción de fuerza, ya que el cuerpo puede priorizar la estabilidad por sobre la producción de fuerza [6,7,9]. Sin embargo, la evidencia existente sobre la amplitud EMG en los motores primarios y los músculos estabilizadores carece de concordancia, y los autores demuestran una amplitud EMG aumentada [1,10,11], similar [7,8,12] o reducida [6,13] según los procedimientos de evaluación y los músculos examinados.

Los practicantes no suelen recomendar ejercicios con un requisito importante de estabilidad en poblaciones atléticas cuando la hipertrofia, la fuerza absoluta o la potencia son el objetivo principal del entrenamiento [14], ya que la combinación de ejercicios de peso libre de pie sobre superficies inestables conduce a una producción de fuerza reducida [6,7,9]. Por lo tanto, varios entrenadores han argumentado que proporcionar un requisito de estabilidad moderado, utilizando cargas inestables en una superficie estable, puede ser un mejor enfoque para fortalecer los músculos estabilizadores de las articulaciones. Anteriormente, las cargas llenas de agua desequilibradas o las cargas que colgaban con bandas elásticas de la barra se habían utilizado como cargas inestables, pero sin resultados concluyentes [15-18]. Dunnick y cols. [16] demostraron una amplitud EMG similar al examinar el 60% y el 80% de 1MR comparando el press de banco con pesas libres con el press de banco donde una parte de los pesos totales eran pesas rusas (16 kg) colgadas en bandas elásticas desde la barra. Ostrowski y cols. [17] también observaron una actividad similar en los movilizadores primarios con cargas inestables (60% de 1MR) en comparación con cargas estables (75% de 1MR) en el press de banco. Sin embargo, se observó una mayor activación del deltoides medio y del bíceps braquial utilizando cargas inestables. Al hacer coincidir la intensidad relativa (5MR), Lawrence y cols. [15] observaron una mayor amplitud EMG en los músculos principales durante el press de banco con peso libre, en comparación con las pesas rusas suspendidas desde la barra con bandas elásticas, en una muestra de levantadores de pesas. Además, la actividad del bíceps braquial aumentó y las cargas de 5MR se redujeron en un 32% utilizando las cargas inestables. Aún así, se observó una amplitud EMG similar en los estabilizadores del hombro (deltoides medio y posterior, subescapular, supra e infraespinoso) entre las condiciones, lo que puede cuestionar si las cargas suspendidas desde la barra representan un mayor requisito de estabilidad o una capacidad única de los levantadores de pesas para estabilizar la cintura escapular.

El requisito de estabilidad de usar cargas que cuelgan verticalmente desde la barra se examinó en datos de análisis secundarios a partir de Ostrowski y colegas [17] utilizando cargas inestables (60% de 1MR) en comparación con cargas estables (75% de 1MR) [19]. Las cargas inestables produjeron un movimiento de dos y tres veces de la barra en la dirección anteroposterior y mediolateral en comparación con las condiciones estables [19]. De esta forma, el requisito de estabilidad articular puede no ser muy grande en condiciones estables con una población entrenada en fuerza [20-22], lo que puede explicar el aumento de dos y tres veces en el movimiento de la barra usando cargas inestables [19]. Sin embargo, Lawrence y colegas [19] propusieron que las cargas inestables dieron como resultado una estrategia de control motor diferente al restringir mejor los músculos estabilizadores, pero el estudio sólo incluyó estabilizadores superficiales y no se observaron diferencias en los deltoides (anterior, medio y posterior), trapecio y dorsal entre condiciones estables e inestables. Sin embargo, los principales motores (pectoral mayor y tríceps braquial) demostraron una menor activación muscular, mientras que el bíceps braquial aumentó la amplitud EMG usando cargas inestables en comparación con cargas estables [19]. Por lo tanto, el uso de cargas oscilantes en las direcciones anteroposterior y mediolateral puede aumentar los requisitos de estabilidad del hombro. En los estudios anteriores que examinaron las cargas inestables en el press de banco, el balanceo de las cargas se generó por el movimiento de la barra ascendente y descendente [15,17,19]. Según el conocimiento de los autores, ningún estudio previo ha examinado las cargas oscilantes generadas por una fuerza externa en el press de banco en hombres entrenados en fuerza. El objetivo del estudio fue comparar la amplitud EMG en el press de banco (cargas estables) con el press de banco utilizando cargas oscilantes (cargas inestables) en direcciones anteroposterior y mediolateral. Hipotetizamos una amplitud EMG similar en los motores primarios (pectoral mayor, tríceps braquial y deltoides anterior), pero mayor amplitud EMG en el deltoides posterior, bíceps braquial y oblicuo externo utilizando cargas inestables.

MÉTODOS

Diseño

El estudio fue un diseño cruzado que examinó la activación muscular en la parte superior del cuerpo realizando un press de banco con 1) cargas estables tradicionales y dos variaciones que combinan cargas estables con dos cargas oscilantes de 5 kg cada una; 2) adelante/atrás (anteroposterior) y 3) izquierda/derecha (mediolateral). Cada sujeto asistió a dos sesiones en el laboratorio. En la sesión de familiarización (sesión uno), se determinó 1 repetición máxima (1MR) en el press de banco. En la misma sesión, se calculó el 70% de 1MR de los sujetos y se utilizó para familiarizarse con la condición de las

dos cargas oscilantes (anteroposterior y mediolateral) en un orden aleatorio. Los sujetos realizaron cinco repeticiones de las dos condiciones de balanceo de las cargas (5 kg de balanceo en cada lado) mientras que el resto de la carga se colocó en la barra como un enfoque tradicional. De tres a cinco días después de la sesión de familiarización, las tres condiciones de press de banco se llevaron a cabo en orden aleatorio en la sesión experimental con mediciones electromiográficas (EMG) del tríceps braquial (porción larga), bíceps braquial, deltoides anterior, deltoides posterior, pectoral mayor. y oblicuo externo.

Participantes

Se reclutaron diecisiete hombres entrenados en fuerza (edad 27.3±4.4 años, masa corporal 81.8±8.0 kg, altura 179.8±6.3 cm) con 9.4±4.7 años de experiencia en entrenamiento de la fuerza. Todos los sujetos fueron entrenados con sobrecarga con una media de 1MR de 111.3±16.8 kg en el press de banco con barra. Los sujetos debían levantar su propio peso corporal para una repetición en press de banco, realizar el ejercicio con la técnica adecuada (ver más adelante), entrenar el banco con barra en su rutina de entrenamiento semanal en los últimos seis meses y estar libres de lesiones para participar. Ninguno de los sujetos competía en levantamiento de pesas o de potencia.

Declaración de Ética

El estudio fue aprobado por el Centro Noruego de Datos de Investigación (959065), conforme a las pautas éticas del colegio universitario y los estándares de tratamiento de sujetos humanos en la investigación descrita en la Quinta Declaración de Helsinki. Todos los sujetos fueron informados oralmente y por escrito de los procedimientos y dieron su consentimiento por escrito para participar antes de inscribirse en el estudio. Los sujetos podían retirarse del estudio en cualquier momento sin dar una razón. Todos los sujetos eran mayores de 18 años (rango; 21-33 años).

Procedimientos

Antes de la sesión de familiarización, los sujetos informaban su 1MR en el press de banco. A partir de la 1MR autoinformada, se calcularon las cargas de calentamiento (20%, 50%, 70% y 85% de 1MR) para la sesión de familiarización. Las series de calentamiento, que contenían 20, 12, 6 y 2 repeticiones de las cargas calculadas (es decir, 20 repeticiones con un 20% de 1MR, etc.), estaban separadas por dos o tres minutos de descanso. En la sesión experimental, la carga de 1MR lograda en la sesión de familiarización se utilizó para calcular las cargas de calentamiento y las cargas experimentales.

De cuatro a cinco minutos después de la serie de calentamiento final en la sesión de familiarización, las cargas se incrementaron a la 1MR autoinformada por los sujetos. Luego, las cargas se aumentaron o disminuyeron de 1 a 5 kg hasta que se logró la verdadera 1MR. La 1MR se logró en 2-4 intentos con 4-5 minutos de separación de cada intento de 1MR. Los sujetos comenzaban con los codos completamente extendidos y con la cabeza, hombros y glúteos siempre en contacto con el banco. Por orden del líder de la prueba, la barra se bajaba y tenía que tocar el pecho, sin ningún rebote, antes de ser elevada hasta que los codos estuvieran completamente extendidos. No había pausa en la posición más baja (es decir, estilo *powerlifting*), y la barra tenía que ser elevada inmediatamente después de tocar el pecho. La colocación de los pies y el ancho de agarre fueron seleccionados por nosotros mismos, pero la distancia máxima entre el dedo índice no podía exceder los 81 cm (reglas de *powerlifting*). Se utilizó una barra de 20 kg (American Barbell Performance Bearing, Eleiko A / S, Halmstad, Sverige).

Cinco minutos después del último intento de 1MR, el 70% de las cargas de 1MR se utilizaron para familiarizar el levantamiento con las cargas oscilantes en el press de banco. Es importante destacar que sólo 10 kg (dos discos de peso de 5 kg) de las cargas totales se utilizaron como cargas oscilantes. Después de considerables pruebas piloto con diferentes cargas, velocidades y ángulos del péndulo, se determinó que 2 x 5 kg era la mejor opción según la prueba piloto. Las cargas se balanceaban en un plano anteroposterior en una condición (Fig. 1a) y en el plano mediolateral (Fig. 1b) en la segunda condición inestable, pero los procedimientos fueron idénticos. Los dos discos de peso de 5 kg se unieron a 10 cm del extremo de la barra con una cuerda no elástica de 40 cm (Fig. 1). La carga adicional actuó como péndulo y comenzó a balancearse cuando el sujeto tenía la barra sobre los codos completamente extendidos. Las cargas oscilantes fueron controladas por dos asistentes de la investigación y se utilizó un metrónomo para controlar la frecuencia de 90 oscilaciones por minuto. A la señal del líder de la prueba, dos asistentes iniciaron el péndulo de las cargas desde la misma dirección (es decir, superior o mediolateral izquierda). El péndulo oscilaba en total aproximadamente 45° (es decir, 22.5 ° en cada dirección desde la línea vertical) desde la perpendicular del centro de la barra. Cuando el péndulo era correcto (es decir, frecuencia, sincronización y rango), se les pidió a los sujetos que realizaran cinco repeticiones a una velocidad de levantamiento controlada y constante sin pausas entre las repeticiones. Por lo tanto, la velocidad de elevación fue autoseleccionada para mejorar la validez 'ecológica'. De tres a cinco días después de la sesión de familiarización, se llevó a cabo la sesión experimental que incluía la medición de la actividad electromiográfica. En la sesión experimental, se realizaron procedimientos similares, pero sin la prueba de 1MR.

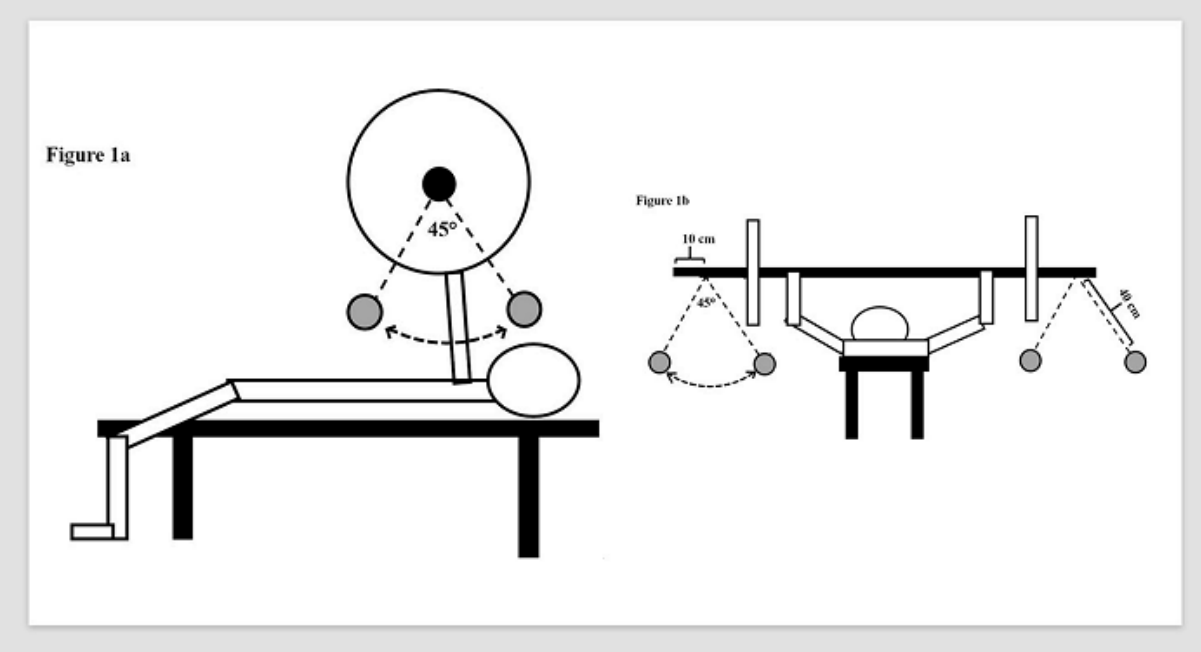

Figura 1. *Configuración del test para la oscilación anteroposterior (1a) y la mediolateral (1b).*
https://doi.org/10.1371/journal.pone.0239202.g001

Mediciones

Antes de colocar los electrodos de superficie (Dri-Stick Silver circular sEMG Electrodes AE-131, NeuroDyne Medical, EE.UU.), la piel se afeitó, y se lavó con alcohol de acuerdo con recomendaciones previas [23]. Los electrodos autoadhesivos recubiertos (distancia de centro a centro de 2 cm con un diámetro de contacto de 11 mm) se colocaron en el lado derecho del cuerpo, ya que 15 de 17 participantes informaron que el brazo derecho era el brazo de lanzamiento preferido. Los electrodos se colocaron de acuerdo con estudios previos en el pectoral mayor, deltoides anterior, deltoides posterior, bíceps braquial, tríceps braquial (porción larga) y oblicuo externo [6,8,24,25]. La EMG se registró utilizando una unidad de sincronización de datos Musclelab (sistema Musclelab 6000). Las señales de EMG se muestreaban a una frecuencia de 1000 Hz. Para minimizar el ruido de fuentes externas, la señal EMG sin procesar se amplificó y se filtró utilizando un preamplificador (impedancia de entrada; 1000 GΩ) ubicado cerca del punto de muestreo. El modo común de relación de rechazo del preamplificador fue de 106 dB con un filtro de paso de banda (filtro Butterworth de cuarto orden) con una frecuencia de corte de 20 Hz y 500 Hz. Las señales EMG se rectificaron, se integraron y se convirtieron en señales EMG de raíz cuadrada media (RMS) utilizando una red de circuitos de hardware (respuesta de frecuencia de 450 kHz, promedio constante de 12 ms, error total ±0.5%). La señal RMS EMG media de cada músculo durante las cinco repeticiones fue analizada por el software Musclelab (Ergotest Technology AS, Porsgrunn, Noruega). Finalmente, las señales RMS EMG se normalizaron a los cinco segundos de la contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC) de los sujetos de acuerdo con las recomendaciones [23] y estudios previos [26]. Se realizaron dos pruebas MVIC para cada músculo y se separaron 1 a 2 minutos después de la prueba de press de banco. Cuando los sujetos estaban listos, la fuerza se incrementó gradualmente hasta el esfuerzo máximo y se mantenía durante un mínimo de cinco segundos. Los tres segundos con la mayor media de señales RMS EMG se utilizaron como MVIC del sujeto. Los ejercicios MVIC fueron vuelos laterales (pectoral mayor y deltoides anterior), vuelos inversos (deltoides posterior), empujes de brazos (tríceps braquial), curl (bíceps braquial) y abdominales con rotación (oblicuo externo) [26-28]. Los vuelos laterales y los vuelos inversos se realizaron sentados (ángulos de cadera y rodilla de 90°) en una máquina de entrenamiento (Spirit pec fly, Treningspartner, Lierstranda, Noruega) con un ángulo de codo de 170°. El empuje y el curl se realizó de pie con un ángulo de 90° en los codos en una máquina con cable (Own111 cable cruzado, Sportsmaster, Nesbru, Noruega). Los sujetos utilizaron un agarre en decúbito prono y en decúbito supino en los ejercicios de empuje y flexión. En los abdominales rotados, la persona yacía en el suelo con ángulos de 90° en las rodillas y en la cadera. Uno de los asistentes de prueba sostenía los pies mientras que el otro sostenía los hombros donde se aplicaba la resistencia manual. Los sujetos rotaban la parte superior del cuerpo aproximadamente 45° mientras generaban la fuerza máxima. Se han descrito más detalles en otros lugares [26-28].

Para identificar el comienzo y el final de cada repetición en las tres condiciones de press de banco, se utilizó un codificador lineal (ET-Enc-02, Ergotest Innovation A / S, Porsgrunn, Noruega). El tiempo se calculó mediante un filtro diferencial de 5 puntos con el software comercial v10.4 (Ergotest Innovation A/S, Porsgrunn, Noruega). El codificador lineal tenía una

resolución de 0.075 mm y cuenta los pulsos con intervalos de 0.01 segundos y se sincronizó con las mediciones de EMG utilizando la Unidad de Sincronización de Datos de Musclelab (Ergotest Innovation A/S, Porsgrunn, Noruega).

Estadísticas

Los análisis estadísticos se realizaron utilizando el software estadístico SPSS (25.0, SPSS Inc., Chicago, IL, EE. UU.) Y se verificó la distribución normal mediante la inspección visual de los gráficos Q-Q y la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. Para examinar las diferencias en la amplitud EMG, se realizó un análisis repetido de varianza (ANOVA) para las tres condiciones: 1) cargas estables, 2) cargas inestables en el plano mediolateral y 3) cargas inestables en las direcciones anteroposteriores, con pruebas *post-hoc* de Bonferroni. También se utilizó un ANOVA repetido para examinar las diferencias en el tiempo de levantamiento en las tres condiciones. Los datos se presentan como media con intervalos de confianza del 95% y con un tamaño del efecto (ES) d de Cohen calculado a partir de las diferencias medias entre las condiciones divididas por la desviación estándar de la diferencia. Un ES de <0.2 se consideró trivial, 0.2 a 0.5 pequeño, 0.5 a 0.8 mediano y >0.8 grande [29]. El nivel de significación se estableció en <0.05.

Resultados

En el pectoral mayor ($F = 6.918$, $p = 0.006$), las cargas estables mostraron una menor amplitud EMG en comparación con las cargas inestables en la dirección anteroposterior ($p = 0.026$, ES = 0.35) y en el plano mediolateral ($p = 0.035$, ES = 0.37), con ninguna diferencia significativa entre las dos condiciones de carga inestable ($p = 1.000$). En los oblicuos externos ($F = 9.256$, $p = 0.001$), no se observó diferencia significativa entre las dos condiciones inestables ($p = 0.429$). Sin embargo, las condiciones estables mostraron una amplitud EMG más baja que la oscilación en la dirección mediolateral ($p = 0.004$, ES = 0.66), pero no en la dirección anteroposterior ($p = 0.063$, ES = 0.48). No hubo diferencias significativas entre las tres condiciones para el tríceps braquial ($F = 3.903$, $p = 0.053$), bíceps braquial ($F = 0.313$, $p = 0.669$), deltoides anterior ($F = 2.731$, $p = 0.097$) o deltoides posterior ($F = 2.036$, $p = 0.157$) (Tablas 1 y 2). Todos los detalles se presentan en las Tablas 1 y 2.

Tabla 1. *La amplitud EMG normalizada media (% de MVIC) con intervalos de confianza del 95%.*
https://doi.org/10.1371/journal.pone.0239202.t001

Muscle	Stable loads	Anteroposterior	Mediolateral	p-values
Pectoralis major	86.54 (72.39–100.69) *	98.08 (80.32–115.83)	98.13 (81.51–114.75)	0.026–1.000
Triceps brachii	40.43 (20.48–60.38)	48.23 (33.42–63.04)	47.60 (30.68–64.52)	0.097–1.000
Biceps brachii	15.88 (7.18–24.59)	17.93 (11.57–24.29)	16.27 (11.23–21.30)	1.000
Anterior deltoid	69.15 (46.22–92.09)	75.21 (51.65–98.76)	74.34 (51.61–97.08)	0.265–1.000
Posterior deltoid	8.70 (4.73–12.69)	10.00 (5.65–14.36)	7.83 (4.63–11.04)	0.079–1.000
External oblique	4.37 (2.54–6.20) #	6.30 (3.67–8.93)	7.37 (4.25–10.49)	0.004–0.429

*significant different than all other conditions ($p < 0.05$). # Significant different than the mediolateral condition ($p < 0.05$).

Tabla 2. *Diferencias medias con intervalos de confianza del 95% de la amplitud EMG normalizada comparando cargas estables con cargas oscilantes en las direcciones anteroposterior y mediolateral.*
https://doi.org/10.1371/journal.pone.0239202.t002

Muscle	Anteroposterior	Mediolateral
Pectoralis major	11.54 (1.22–20.85) *	11.59 (0.71–22.48) *
Triceps brachii	7.80 (-2.89–18.49)	7.17 (-1.00–15.35)
Biceps brachii	2.05 (-6.73–10.83)	0.38 (-7.48–8.25)
Anterior deltoid	6.05 (-2.86–14.97)	5.19 (-2.72–13.09)
Posterior deltoid	1.31 (-1.66–4.55)	-2.17 (-4.27–2.54)
External oblique	1.93 (-0.09–3.95)	3.00 (1.02–4.98) *

*significantly different ($p < 0.05$) compared to stable loads.

El tiempo total de levantamiento fue similar entre las dos condiciones inestables ($p = 0.127$). Usando cargas estables, el tiempo total de levantamiento fue más corto que la condición anteroposterior ($p = 0.014$), pero no comparado con la condición mediolateral ($p = 0.102$).

Discusión

Los principales hallazgos del presente estudio fueron una mayor amplitud EMG del pectoral mayor en el press de banco durante las condiciones de carga oscilante y una amplitud EMG similar en los músculos del hombro (deltoides anterior y posterior) y del brazo (tríceps y bíceps braquial). Además, los oblicuos externos mostraron una mayor amplitud EMG durante la oscilación mediolateral que durante el press de banco estable. La novedad del presente estudio fue que en lugar de utilizar cargas oscilantes [15-17] suspendidas de la barra con bandas elásticas, las cargas se balanceaban hacia adelante/atrás (anteroposterior) o hacia la izquierda/derecha (mediolateral).

Ambas cargas oscilantes inestables mostraron un ~13% más de amplitud EMG del pectoral mayor, lo que no fue como se había hipotetizado. No se esperaba una más alta amplitud EMG del pectoral mayor, ya que el aumento de los requisitos de estabilidad normalmente reduce o mantiene la actividad de los motores primarios, al tiempo que aumenta la amplitud EMG de los músculos estabilizadores [6-8,16,17]. Sin embargo, se acepta generalmente que un mayor requisito de estabilidad disminuye la producción de fuerza [6,7,9,30]. Es importante destacar que la unión del pectoral mayor (desde el esternón hasta la sexta costilla) combinada con funciones múltiples (flexión, aducción y rotación medial de la articulación del hombro) significa que diferentes partes del músculo pueden tener un papel estabilizador de la articulación glenohumeral en los planos mediolateral y anteroposterior, como lo explican los hallazgos. Además, el uso de 1MR, con una carga estable, para calcular las cargas tanto en cargas estables como inestables, puede haber resultado en una mayor intensidad relativa (% de 1MR) en las cargas oscilantes. Esto puede explicar la amplitud EMG del pectoral. Sin embargo, el test de 1MR con cargas oscilantes puede suponer un riesgo demasiado grande de lesiones para los sujetos [13,31]. Además, el presente estudio utilizó los mismos procedimientos que Dunnick y cols. [16] (es decir, calcular las cargas a partir de los resultados de 1MR estable). Sin embargo, se observó una amplitud mayor del pectoral similar entre la carga estable e inestable (pesas rusas de 16 kg colgando de la barra con bandas elásticas) utilizando sujetos entrenados en fuerza como el presente estudio [16].

En contraste con la hipótesis, las cargas oscilantes no aumentaron la amplitud EMG del bíceps braquial como han demostrado estudios previos [15,17]. El bíceps braquial es uno de los varios estabilizadores de la articulación glenohumeral [32]. Sin embargo, Lawrence y cols. [15] y Ostrowski y cols. [17] utilizaron cargas de "rebote" (por ejemplo, unir discos mediante bandas elásticas a una barra) como cargas inestables en contraste con el presente estudio que utiliza cargas de balanceo controladas "mecánicamente". Se podría especular que los procedimientos, especialmente la cantidad de inestabilidad en Lawrence y cols. [15] y Ostrowski y cols. [17] pueden representar una forma diferente de requisitos de estabilidad en el bíceps braquial. Una carga de rebote inestable puede representar una carga más impredecible que las cargas de balanceo en el presente estudio. Lawrence y col. [15] incluyeron varios de los estabilizadores de la articulación glenohumeral, pero con la excepción del bíceps braquial, no se observaron diferencias en la amplitud EMG comparando cargas estables e inestables. Sin embargo, no se investigó el bíceps braquial. Un análisis secundario de los datos de la comparación del 60% de 1MR en cargas inestables con el 75% de 1MR en cargas estables [17] demostró una mayor amplitud EMG media del bíceps braquial durante cargas inestables [19]. Una mayor amplitud EMG del bíceps braquial podría ser una estrategia para controlar las direcciones mediolateral y anteroposterior que fueron apoyadas por el análisis de los autores del movimiento de la barra [19]. Las cargas inestables dieron como resultado un mayor movimiento en las direcciones mediolateral y anteroposterior, pero no en la dirección principal del press (dirección vertical). Independientemente de esto, las cargas inestables demostraron menos movimiento, lo que podría indicar que los

levantadores utilizaron más esfuerzo para controlar y estabilizar las cargas. Por lo tanto, más estudios deberían examinar los efectos de diferentes enfoques para incluir la inestabilidad en el entrenamiento de la fuerza.

En concordancia parcial con la hipótesis, las cargas oscilantes no aumentaron la amplitud EMG de los deltoides posteriores, pero se observó una amplitud EMG similar en los deltoides anterior y posterior. Esto contrasta en parte con lo que han demostrado estudios anteriores [15-17]. Aún así, los hallazgos de la amplitud EMG del deltoides no son concluyentes [15-17]. Por ejemplo, Lawrence y cols. [15] demostraron una amplitud EMG del deltoides medio y posterior similar, pero una inferior amplitud EMG del deltoides anterior utilizando cargas inestables en comparación con cargas estables. Además, Ostrowski y cols. [17] demostraron una amplitud EMG del deltoides anterior similar a la del presente estudio, pero una amplitud mayor del deltoides medio utilizando cargas inestables. Finalmente, Dunnick y cols. [16] demostraron similares amplitudes EMG del deltoides medio. En el presente estudio, todos los sujetos eran hombres entrenados en fuerza. Por el contrario, Lawrence y cols. [15] incluyeron levantadores de pesas y evaluó cada serie hasta la fatiga (5MR). El presente estudio y Dunnick y cols. [16] examinaron un número determinado de repeticiones (3 y 5) del porcentaje de 1MR (60-80%) sin fatiga. Por último, Ostrowski y cols. [17] utilizaron diferentes intensidades de evaluación (60% y 75% de 1MR utilizando cargas inestables y estables). Intensidades de test más altas (es decir, % de 1MR) han demostrado un aumento de la amplitud EMG [16,33,34]. Las diferentes intensidades de los tests pueden, por lo tanto, explicar diferentes hallazgos entre los estudios.

En el tríceps braquial, se observó una actividad similar en todas las condiciones, según la hipótesis y en línea con estudios previos [15-17]. Las cargas inestables, ya sea oscilantes en el presente estudio o rebotando [15-17], pueden, por tanto, no afectar significativamente la amplitud EMG del tríceps braquial. Estos hallazgos están en parte de acuerdo con estudios de press de banco que examinan superficies inestables [7,8]. Sin embargo, Saeterbakken y cols. [6] demostraron una inferior amplitud EMG del tríceps braquial utilizando una superficie inestable. Se podría argumentar que las cargas inestables pueden ser un mejor enfoque para incluir la inestabilidad en el entrenamiento de la fuerza. Varios entrenadores y atletas han propuesto que levantar cargas inestables sobre una superficie estable, en contraste con cargas estables sobre una superficie inestable, es más aplicable a escenarios de la vida real, ya que la fuerza rara vez se genera en una superficie inestable. Sin embargo, la generación de fuerza con cargas inestables (es decir, un oponente en el fútbol) sobre una superficie estable ocurre con mayor frecuencia.

En el oblicuo externo, la amplitud EMG aumentó con la oscilación mediolateral en comparación con las condiciones estables, mientras que sólo se observó una tendencia estadística ($p = 0,063$) entre cargas estables y la oscilación anteroposterior. Esto debilitó nuestras hipótesis y se han observado hallazgos similares durante el press de banco sobre una superficie inestable [6,10]. Como el oblicuo externo estabiliza y endurece el cuerpo aumentando la presión abdominal y evitando la rotación del lado contralateral, no fue sorprendente que los sujetos tuvieran que aumentar el oblicuo externo durante la oscilación mediolateral. Es importante destacar que la distancia entre los pies fue idéntica en todas las condiciones, ya que los pies se utilizan normalmente para estabilizar el tronco durante el press de banco. Por lo tanto, otros pocos músculos podrían estabilizar el tronco durante la dirección mediolateral.

El presente estudio tiene algunas limitaciones que deben abordarse. En primer lugar, los sujetos tuvieron sólo una sesión de familiarización. Sin embargo, todos los sujetos estaban entrenados en fuerza y tenían una amplia experiencia en el press de banco con barra. En segundo lugar, las series no se testearon hasta la fatiga y utilizaron una intensidad absoluta similar (70% de 1MR en press de banco estable). En tercer lugar, sólo se utilizaron dos discos de 5 kg como cargas inestables oscilantes, independientemente de su nivel de fuerza individual. El uso de cargas más grandes puede resultar en mayores requisitos de estabilidad. Por último, utilizando EMG de superficie, siempre existe un riesgo inherente de diafonía entre los músculos [35]. Sin embargo, toda la actividad EMG se normalizó para la MIVC de los sujetos.
En conclusión, balancear cargas inestables en la dirección mediolateral y anteroposterior en el press de banco resultó en una amplitud EMG similar en los músculos de los hombros y brazos, pero en el mayor pectoral y el oblicuo externo (sólo balanceo mediolateral) en comparación con cargas estables en press de banco.

Agradecimientos

Los autores desean agradecer a Florian Joly por su contribución en la recopilación de datos. También nos gustaría agradecer a todos los sujetos por su esfuerzo. Los autores no recibieron financiación específica para este trabajo. No existen conflictos de interés asociados al estudio.

REFERENCIAS

1. Activación Muscular con Cargas Oscilantes en el Press de Banco (Para ver las referencias bibliográficas remitirse al artículo original:). https://doi.org/10.1371/journal.pone.0239202.

Cita Original

Saeterbakken AH, Solstad TEJ, Stien N, Shaw MP, Pedersen H, Andersen V (2020) Muscle activation with swinging loads in bench press. PLoS ONE 15(9): e0239202. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0239202