PubliCE, (PubliCE) 2018

Article

Resistencia Manual como Herramienta para Aumentar la Actividad Muscular y el Tiempo Bajo Tensión en un Ejercicio de Fuerza

Fernando C. Reiser[1], Giordano M.G. Bonuzzi[2], Jumes L.O. Lira[1,2], Beatriz M.A. Bonfim[1], Bruno G. Durante[1,3], Solival J.A. Santos Filho[1,2], João M.D. Cardoso[4], Marcos A.A. Soares[2], Hamilton Miotto[5] y Lucas D. Tavares[2]

[1]*Laboratorio de Ciencias de la Actividad Física, Escuela de Artes, Ciencias y Humanidades, Universidad de São Paulo, São Paulo, Brasil*
[2]*Escuela de Educación Física y Deportes, Universidad de São Paulo, São Paulo, Brasil*
[3]*Instituto del Corazón, Universidad de São Paulo, São Paulo, Brasil*
[4]*Centro de Ciencias de la Salud, Universidad de Vale do Itajai, Brasil*
[5]*Laboratorio de Fisiología del Ejercicio, Universidad Centro de Grande Dourados, Campo Grande, Brasil*

RESUMEN

Resistencia Manual como Herramienta para Aumentar la Actividad Muscular y el Tiempo Bajo Tensión en un Ejercicio de Fuerza. JEPonline 2018;21(2):139-149. El propósito de este estudio fue investigar la actividad muscular del ejercicio de Apertura con Mancuerna con y sin Resistencia Manual (MR) en condiciones isométricas de los músculos flexores del hombro: (a) deltoides anterior (DA); (b) fibras claviculares del pectoral mayor (CPM); y (c) fibras esternocostales del pectoral mayor (EPM). Veinte hombres sanos y bien entrenados se ofrecieron voluntariamente para el estudio (edad: 27,2 ± 6,6 años; estatura: 1,83 ± 0,08 m; masa: 87,9 ± 9,2 kg; con 6,4 ± 3,2 años de experiencia en levantamiento). La activación muscular del DA, el CPM y el EPM fue mayor en la Apertura con Mancuerna (AM) con MR (AMMR) en todas las condiciones en comparación con la Apertura con Mancuerna sin MR (AMS). El DA demostró un aumento de la activación muscular en el plano Inclinado en comparación con el Horizontal, mientras que el EPM mostró un patrón invertido. Los cambios en los planos no promovieron modificaciones en la activación del CPM. La Resistencia Manual potencializó la activación muscular de los flexores de hombro en comparación con la Apertura con Mancuerna sin Resistencia Manual.

Palabras Clave: Apertura con Mancuerna, Aumento de la Carga, Resistencia Manual

INTRODUCCIÓN

Los entrenadores y profesionales de rehabilitación promueven cambios en los ejercicios para modificar el reclutamiento muscular e inducir diferentes adaptaciones neuromusculares junto con la periodización del entrenamiento de la fuerza (1-9,22-34,37), los grados de libertad como las máquinas Smith en comparación con la barra con peso (29,34). De hecho, las modificaciones de la actividad muscular y de la estabilidad postural parecen ser una estrategia efectiva para

proporcionar diferentes adaptaciones musculares a largo plazo (6,17,23,26,28-30,33-35,37). En este sentido, estas diferentes condiciones son creadas por diversas variedades de superficie o diferentes tipos de carga. En la primera, el uso de pelotas de gimnasia, tablas y conos de equilibrio disminuye la producción de fuerza total mientras mantiene niveles similares de actividad muscular. La estrategia es desafiar la propiocepción y la estabilidad general que son fundamentales para los objetivos deportivos (3,7,27,29,31,32).

Por otro lado, la administración de diferentes opciones de carga (por ejemplo, barras inestables, mancuernas, máquinas con polea, kettlebells, bandas elásticas y cadenas puestas en barras) crea otro entorno. Los requerimientos musculares se modifican, lo que afecta la producción de potencia con implicaciones para los deportes y/u otras actividades de rendimiento (1,6,16,19,20,26, 27,28-30), al aumentar la fuerza o incluso al crear un intento similar en la reproducción de las condiciones de juego. Estos dispositivos también pueden usarse para crear un entorno que sea útil con fines de rehabilitación (2,3). En este sentido, es un tema a considerar en las estrategias de manejo de la carga, dado que los ejercicios tradicionales de peso libre tienen una característica de carga constante, lo que induce una producción de fuerza a lo largo del rango de movimiento que no es igual debido al brazo de palanca que puede actuar por la posición del ángulo articular (14,15,18,24).

Para superar esta situación, los entrenadores y profesionales de la rehabilitación han utilizado máquinas isocinéticas y de ejercicio de resistencia variable para romper la carga constante característica de los pesos libres con el objetivo de dirigirse a un solo músculo o grupo de músculos a lo largo de un rango de movimiento articular completo (18,24). Sin embargo, es bien sabido que las máquinas son caras, siendo exclusivas en general para los programas de entrenamiento físico académicos o de elite. Con respecto a la Resistencia Manual (MR) incorporada en los programas de fuerza, algunas investigaciones han resaltado su aplicación. Por ejemplo, Dombroski y Henderson (13) demostraron que después de un protocolo de 14 semanas usando soldados como los sujetos, el entrenamiento de MR fue superior en comparación con la calistenia en los parámetros evaluados mediante lanzamiento de pelota medicinal, fuerza de dinamómetro de agarre y flexiones de brazos máximas realizadas en 120 segundos.

Recientemente, Dorgo et al. (14) investigaron dos grupos de sujetos separados por un protocolo de entrenamiento de MR y un programa de entrenamiento de la fuerza (EF) después de 14 semanas. Sus resultados mostraron que ambos grupos mejoraron la producción de fuerza en los ejercicios de sentadilla y press de banca. Otros estudios han informado mejoras positivas en los resultados generales de producción de fuerza en adolescentes y en la población mayor después de la aplicación del protocolo de MR (15,36). Sin embargo, a pesar de los estudios que han informado una aplicabilidad interesante de los métodos de MR, los mecanismos que están relacionados con la MR que proporcionan los efectos beneficiosos siguen sin estar claros. Hasta donde sabemos, ningún estudio ha cuantificado la MR aplicada en un ejercicio de entrenamiento de fuerza tradicional. Por lo tanto, el propósito de este estudio fue investigar la actividad muscular del ejercicio de Apertura con Mancuerna con y sin MR en diferentes ángulos y planos en condiciones isométricas.

MÉTODOS

Sujetos

Veinte hombres sanos y bien entrenados se ofrecieron voluntariamente para el estudio (edad, 27,2 ± 6,6 años; estatura, 1,83 ± 0,08 m; masa, 87,9 ± 9,2 kg; con 6,4 ± 3,2 años de experiencia en levantamiento; carga total con mancuernas de 36,4 ± 4,2 kg para ambos ángulos, basados en las sesiones de familiarización que prueban cargas). Todos los sujetos informaron no haber sufrido lesiones en las extremidades superiores en los últimos 6 meses. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad (415.333), y se pidió a todos los sujetos que leyeran y firmaran un consentimiento informado sobre las pruebas. Además, se les pidió a los sujetos que eviten realizar cualquier ejercicio de tren superior que no sean actividades de la vida diaria durante al menos 48 horas antes de la prueba.

Procedimientos

Antes de la recolección de datos, se les pidió a los sujetos que identificaran su brazo preferido para escribir, que luego fue considerado su brazo dominante. Todos los sujetos tuvieron el brazo derecho dominante. Los sujetos asistieron a 4 sesiones en el laboratorio, con el 1er y el 3er encuentro usados para la familiarización con las cargas, el rango de movimiento, la inclinación del banco, las pruebas de contracción voluntaria máxima (CVM) y la MR, y la 4ta sesión para diseño experimental. Todos los sujetos realizaron un calentamiento dinámico en el ejercicio de AM con 2 series de 15 repeticiones cada una, utilizando una mancuerna de 6 kg en ambas manos con un intervalo de descanso de 2 minutos. Las cuatro sesiones fueron precedidas por un calentamiento.

Protocolo Experimental

Los sujetos realizaron el ejercicio de AM con la carga en ambas manos en dos ángulos de banco diferentes: (a) una posición horizontal de 0º (DH); y (b) una inclinación de 30º (DI). Fueron probados en ángulos isométricos de flexión horizontal del hombro a 90º, 60º y 30º de abducción, respectivamente (Figura 1). Se consideró un "ángulo 0" cuando ambas mancuernas estaban perpendiculares al suelo con las posiciones del ángulo articular del hombro evaluadas por un goniómetro (CARCI®). Las condiciones de pruebas de AM sin resistencia manual (AMS) y AM con Resistencia Manual (AMMR) se asignaron aleatoriamente. La condición de prueba de los sujetos AMMR con una fuerza externa aplicada a nivel de las muñecas fue realizada por un entrenador de fuerza que usó esta técnica con los atletas.

La EMG fue capturada durante 6 segundos de cada condición isométrica por separado con un intervalo de descanso de 3 minutos entre cada ángulo probado con o sin resistencia manual. Se usó una ventana de 3 segundos (es decir, entre 2 y 5 segundos) para evaluar la activación muscular.

Figura 1. *Ángulos Analizados en el Presente Estudio. De Izquierda a Derecha: Ángulos de 90º, 60º y 30º.*

Colocación de Electrodos

Todos los electrodos se fijaron en el lado derecho de los músculos del hombro del sujeto. La piel se preparó rasurando al sujeto y limpiándolo con jabón antes de colocar el electrodo. Se colocaron dos electrodos Ag/AgCl con una distancia entre ellos de 20 mm (Miotrace® 100) en la línea media del Deltoides Anterior (DA): 4,0 cm por debajo de la clavícula, paralelo a las fibras musculares en un ángulo oblicuo al brazo; de las fibras Claviculares del Pectoral Mayor (CPM): 2,0 cm por debajo del borde anterior de la clavícula a lo largo del eje longitudinal que cruza el punto medio de la clavícula, y de la cabeza Esternocostal del Pectoral Mayor (EPM): 2,0 cm medial al pliegue axilar, paralelo a la fibras musculares a través de un ángulo oblicuo marginal con un electrodo de referencia colocado cerca de la clavícula derecha.

Siguiendo la recomendación de trabajos anteriores (5, 8, 10, 12, 28, 30, 38), se registró una señal EMG en bruto con una electromiografía de cuatro canales Miotool400® (Miotec, Biomedical Equipment, Porto Alegre/Brasil). El muestreo fue a 1 Hz, amplificado 2.000 veces a una ganancia fija de 100 con una impedancia intraelectrodo máxima de 1010 Ohm, usando una amplificación diferencial de Rechazo al Modo Común a 110 dB, con una resolución de 14 bits. Todas las señales se filtraron a 60 Hz para filtros y armónicos Notch, High-Pass de 20 Hz y Low-Pass de frecuencia de corte de 400 Hz, con un filtro Butterworth de cuarto orden. La amplitud de la electromiografía de superficie en el dominio del tiempo se cuantificó usando la Media Cuadrática (RMS) en una ventana de 200 ms.

La CVM determina la normalización de la señal EMG durante las condiciones de los ejercicios utilizando las recomendaciones previas para las pruebas musculares (21,30,35). Miography Software Package® (Miotec, Equipos Biomédicos, Porto Alegre/Brasil) ejecutó todo el procesamiento de la señal. Para el DA, la posición de medición requirió que el sujeto se sentara y flexionara el hombro en un ángulo de 90º sin rotación ni movimiento horizontal mientras el codo

estaba extendido. Se aplicó una resistencia manual sobre la porción distal del húmero justo por encima de la articulación del codo. Para el EPM, el sujeto estaba acostado en posición supina con el hombro en abducción a un ángulo de 130º con los codos flexionados, y luego se le pidió al sujeto que se moviera diagonalmente hacia abajo en la dirección contralateral. Se aplicó una resistencia manual sobre la muñeca en la dirección opuesta. Para el CPM, el sujeto estaba acostado en posición supina con el hombro en abducción a un ángulo de 60º con los codos flexionados, y luego se le pidió al sujeto que se moviera diagonalmente hacia arriba en la dirección contralateral. Se aplicó una resistencia manual sobre el húmero alrededor del antebrazo, justo en la proximidad de la muñeca. Después del calentamiento, se pidió a los sujetos que realicen una CVM aumentando la fuerza para alcanzar un esfuerzo máximo que se mantuvo durante 10 segundos antes de reducir lentamente la fuerza, en las posiciones descritas anteriormente. Este procedimiento se repitió tres veces para cada músculo dentro de un intervalo de descanso de 90 segundos entre series, y el valor medio de las tres CVM se utilizó para la comparación de ejercicios siguiente. La fiabilidad de la CVM se calculó mediante el Coeficiente de Correlación Intraclase (CCI) entre 0,83 y 0,91 para los músculos analizados.

Análisis Estadístico

Todos los resultados se presentan como medias ± DE. Se utilizó un análisis múltiple de varianza de 3 ángulos x 2 planos x 2 resistencias para evaluar las diferencias en la actividad de cada músculo medida durante los ejercicios. El análisis de varianza unidireccional individual se utilizó para determinar las diferencias entre solo planos y ángulos con y sin resistencia manual con la corrección *post hoc* de Tukey HSD empleada en el caso de diferencias estadísticamente significativas. El análisis estadístico se realizó con SPSS versión 22.0 con significación establecida en P≤0,05.

RESULTADOS

Apertura con Mancuerna Sin Resistencia Manual (AMS) versus Apertura con Mancuerna Con Resistencia Manual Aplicada (AMMR)

La actividad EMG de cada músculo se expresó en barras de media ± DE en las Figuras 2 a 4, que muestra un análisis descriptivo de los valores RMS (CVM) para cada músculo y condición. Todos los músculos demostraron un aumento de la actividad muscular con diferencias significativas a favor de AMMR X AMS para los ángulos y planos analizados: (a) **DA**: Deltoides Anterior (F(1.228) = 915,3; P<0,001; h*p2*=0,80); (b) **CPM**: fibras Claviculares del Pectoral Mayor (F(1.228) = 349,3; P<0,001; h*p2*= 0,60); y (c) **EPM:** Pectoral Mayor - Cabeza Esternal (F(1.228) = 409,5; P<0,001; ; h*p2*= 0,68). Se encontraron interacciones significativas entre Resistencia x Plano x Ángulo para el DA (F(2.228) = 4,50; P=0,012; h*p2*= 0,038) y el EPM (F(2.228) = 8,17; P<0,001; h*p2*= 0,073), pero no para el CPM (F(2.228) = 0,168; P = 0,845; h*p2*= 0,001).

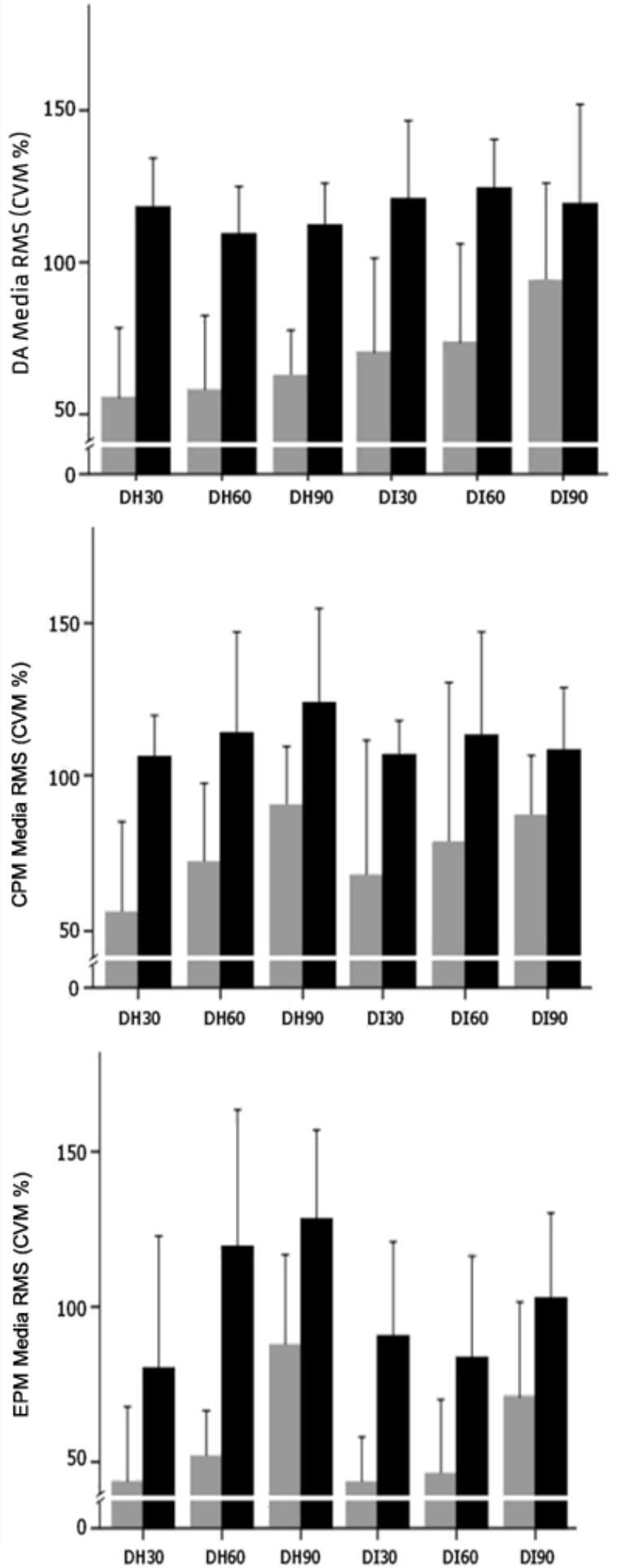
DA Media RMS (CVM %)
150
100
50
0
DH30
DH60
DH90
DI30
DI60
DI90
CPM Media RMS (CVM %)
150
100
50
0
DH30
DH60
DH90
DI30
DI60
DI90
EPM Media RMS (CVM %)
150
100
50
0
DH30
DH60
DH90
DI30
DI60
DI90

Figura 2. (de arriba a abajo). Actividad Muscular de Deltoides Anterior (DA) Expresada en Barras de RMS (CVM) Media ± DE *(colores - gris: apertura con mancuerna sin resistencia manual, negro: apertura con mancuerna con resistencia manual).* ***Figura 3. Actividad Muscular de Pectoral Mayor - Fibras Claviculares (CPM) Expresada en Barras de RMS (CVM) Media ± DE*** *(colores - gris: apertura con mancuerna sin resistencia manual, negro: apertura con mancuerna con resistencia manual).* ***Figura 4. Actividad Muscular de Pectoral Mayor - Fibras Esternales (EPM) Expresada en Barras de RMS (CVM) Media ± DE*** *(colores - gris: apertura con mancuerna sin resistencia manual, negro: apertura con mancuerna con resistencia manual).*

Plano Horizontal x Inclinado

El plano individual para el análisis de AMS demostró una diferencia significativa para el DA (F(1.114) = 67,3; P<0,001; h*p2*= 0,371). El plano inclinado provocó una mayor activación muscular que el plano horizontal (P<0,001). Se observó un patrón inverso en el EPM (F(1.114) = 11,29; P=0,001; h*p2*= 0,09) con más activación muscular en el plano horizontal en comparación con el plano inclinado (P<0,001). No se encontraron diferencias significativas para la actividad del CPM (F(1.114) = 2,5; P=0,12; h*p2*=0,02). El plano individual para el análisis de la condición AMMR demostró una diferencia significativa para el DA (F(1.114) = 17,65; P<0,001; h*p2*= 0,134). El plano inclinado provoca una mayor activación muscular que el plano horizontal (P<0,001). Se observó un patrón inverso en la actividad del CPM (F(1.114) = 4,81; P=0,03; h*p2*= 0,041) y el EPM (F(1.114) = 27,35; P<0,001; h*p2*= 0,2), con más activación muscular en el plano horizontal en comparación con el plano inclinado, respectivamente (P=0,03 y P<0,001).

Rango de Movimiento

El análisis de AMS en la condición horizontal mostró que no se encontraron diferencias significativas para el DA entre todos los ángulos (F(2.57) = 2,32; P=0,10). Sin embargo, se encontraron diferencias significativas para el CPM (F(2.57) = 36,77; P<0,001; h*p2*= 0,56) con actividad muscular a 90º (P<0,001) mayor que 60º y 30º, seguida de 60º (P<0,001) mayor que 30º. Y se encontraron diferencias significativas para el EPM (F(2.57) = 76,6; P<0,001; h*p2*= 0,73), con mayor actividad muscular en 90º (P<0,001) comparado con 60º y 30º, pero sin diferencias entre 60º y 30º (P=0,085). Para AMS inclinado, se encontraron diferencias para el DA entre ángulos (F(2.57) = 12,24; P<0,001; h*p2*= 0,30), con actividad muscular en 90º (P<0,001) mayor que 60º y 30º, pero no entre 60º y 30º (P=0,785). Se encontraron diferencias significativas para la CPM (F(2.57) = 4,35, P=0,017, h*p2*= 0,13) con actividad muscular a 90º (P=0,013) mayor que 30º pero no entre 60º (P=0,380), sin diferencias entre 60º y 30º (P=0,250).

Se encontraron diferencias significativas para el EPM (F(2.57) = 31,3; P<0,001; h*p2*= 0,52) con mayor actividad muscular a 90º (P<0,001) comparado con 60º y 30º, pero no diferencias entre 60º y 30º (P=0,768). Para la condición AMMR en el plano horizontal, se encontraron diferencias significativas en el DA entre todos los ángulos (F(2.57) = 6,65; P=0,003; h*p2*= 0,189), con actividad muscular en 30º mayor que 60º (P=0,02) y 90º (P=0,05), sin diferencias entre 60º y 90º (P=0,459). Se encontraron diferencias significativas para el CPM (F(2.57) = 8,10; P = 0,001; h*p2*= 0,22); con actividad muscular en 90º (P=0,001) mayor que 30º pero no mayor que 60º (P=0,07), y no se encontraron diferencias entre 60º y 30º (P=0,189). Para el EPM (F(2.57) = 33,1; P<0,001; h*p2*= 0,53), hubo mayor actividad muscular en 90º y 60º mayor que 30° (P<0,001), pero no hubo diferencias entre 90º y 60º (P=0,341). Para la AMMR en el plano inclinado solo se encontraron diferencias significativas en el EPM (F(2.57) = 7,83; P=0,01; h*p2*= 0,21), con mayor actividad muscular en 90º en comparación con 60º (P=0,001) y 30º (P=0,041), pero sin diferencias entre 60º y 30º (P=0,339). No se encontraron diferencias significativas para el DA (P=0,451) y para el CPM (P=0,223) entre todos los ángulos en la condición inclinada.

DISCUSIÓN

El objetivo de este estudio fue investigar los niveles de activación muscular del Deltoides Anterior y las dos cabezas del Pectoral Mayor (esternal y clavicular) al realizar un ejercicio de Apertura con Mancuernas Isométrico (Apertura con Mancuerna sin Resistencia Manual: AMS o Apertura con Mancuerna con Resistencia Manual aplicada: AMMR). Este estudio utilizó dos ángulos diferentes de inclinación del banco, con tres ángulos distintos de aducción horizontal del hombro para el análisis. El hallazgo más notable fue la diferencia a favor de la AMMR vs. la AMS para todas las condiciones analizadas. A pesar de una relación frecuentemente no lineal entre la fuerza y la señal electromiográfica, este aumento de la activación muscular puede deberse al reclutamiento aumentado de las unidades motoras, la velocidad de disparo de las unidades motoras o incluso una combinación de estos dos factores (12).

Aunque los hallazgos indican una relación con el plano horizontal y un reclutamiento de la porción esternal del Pectoral Mayor, se muestra una relación entre la inclinación y un mayor reclutamiento del DA. De hecho, el DA es mayor abductor

glenohumeral que aductor horizontal, mientras que el EPM funciona mejor como aductor glenohumeral horizontal que como abductor. Este resultado es altamente reproducible en la bibliografía. Da Silva et al. (11) observaron una mayor activación del CPM, especialmente en la fase excéntrica del movimiento del Press de Banca con Mancuerna (PB) en comparación con el EPM. Este resultado puede estar relacionado con la estabilización de la articulación glenohumeral, dado que las fibras CPM son perpendiculares a la cabeza humeral. Por lo tanto, es probable que el CPM también funcione como un estabilizador secundario de hombro debido a su fuerza resultante.

Barnett et al. (2) evaluaron el DA, el EPM y el CPM durante las repeticiones de PB en varios planos. No encontraron diferencias para el CPM entre la posición horizontal y la posición inclinada. La actividad muscular del EPM fue mayor en condiciones planas que inclinadas, mientras que el DA siguió un patrón inverso al EPM entre las mismas circunstancias. Este hallazgo es corroborado por otros estudios para el DA y el EPM con algunos resultados controvertidos para el CPM (22, 37). Recientemente, Lauver et al. (23) encontraron un aumento en la actividad del CPM en los planos inclinados (30° y 45°) durante una cuarta parte de la fase concéntrica (del 25 al 50% del ciclo de movimiento frente a otras condiciones cambiantes, es decir, 0 y -15°).

Otros estudios de Reiser et al. (28,30) y Saeterbakken et al. (33) no encontraron diferencias significativas entre las condiciones inclinadas y planas del músculo Pectoral Mayor durante los ejercicios de AM y PB. El presente estudio está parcialmente de acuerdo con los hallazgos anteriores para el CPM, pero no para la porción del EPM. Varias razones pueden explicar los resultados contradictorios, como la experiencia de entrenamiento con pesas de los sujetos, las cargas de peso y las inclinaciones del banco.

Los hallazgos en el presente estudio respaldan la noción de que el músculo DA aumenta su activación con la modificación del plano; mientras que el EPM es más activo en condiciones horizontales, y la actividad del CPM permanece constante con respecto a la inclinación del banco porque las fibras también tienen una función de estabilización. Es importante señalar que un hallazgo significativo de este estudio es la activación muscular mantenida durante el rango de movimiento analizado a través de AMMR versus AMS. A pesar de las diferencias significativas, la activación muscular del DA y el CPM en todos los ángulos y planos fue superior al 100% de la CVM, y para el EPM fue superior al 80% de la CVM para la condición AMMR. Cuando se aplicó resistencia manual junto con la carga con mancuernas, se mostró un aumento constante en la actividad muscular. En consonancia con esta perspectiva, al analizar el rango de movimiento y las diferencias de reclutamiento muscular entre AMMR y AMS, se verificó que la MR inducía una demanda adicional de torque para realizar el movimiento.

Este estudio identificó en la condición inclinada con AMMR que hubo un reclutamiento igual del DA (que es el músculo principal en este estado) durante todo el rango de movimiento que no ocurre en la condición de AMS. Este hallazgo nos lleva a creer que la MR puede ser el recurso para garantizar una activación muscular superior y más prolongada durante la realización de los ejercicios tradicionales de pesos libres. En este sentido, algunos estudios no han verificado diferencias entre el rango de movimiento parcial o total de la ejecución del PB para el desarrollo de fuerza y potencia (9,26). Por lo tanto, el hecho de que haya una carga constante aplicada en el PB tradicional que induce la igualdad entre ambos métodos, tal vez la MR aumenta los efectos de un rango completo de movimiento. Las futuras investigaciones sobre MR en contracciones isotónicas para evaluar los efectos crónicos de este entrenamiento pueden ser una buena dirección para explorar.

A nuestro entender, este es el primer estudio para evaluar los efectos de la MR en la electromiografía de un ejercicio de fuerza tradicional. Otras investigaciones han examinado las Contracciones Voluntarias Máximas (38) y/o la resistencia del peso corporal (39). Nuestros datos sugieren que la MR es un mecanismo posible de acomodar la resistencia que rompe la carga constante, que es una característica general de los pesos libres. Por lo tanto, es razonable esperar que los fisiólogos del ejercicio y entrenadores de fuerza puedan usar esta estrategia para aumentar el rendimiento del atleta con costos más bajos (14,15,18,36).

CONCLUSIONES

El uso de la resistencia manual durante el entrenamiento de la fuerza puede beneficiar a las personas que son responsables de optimizar el tiempo bajo tensión durante la sesión de entrenamiento del atleta. Los brazos de palanca pueden ser más bajos cuando la carga de peso es más perpendicular al eje de la articulación, lo que disminuye la producción del torque. La aplicación de resistencia manual en este punto puede beneficiar a los atletas para alcanzar su máximo esfuerzo muscular. También es probable que estos principios básicos del entrenamiento sean aplicables a las personas que están en rehabilitación de su sistema musculoesquelético.

Dirección de correo: Fernando Carvalheiro Reiser, University of São Paulo, School of Arts, Sciences and Humanities, São Paulo, SP, Brazil, 03828-000, Brazil, Phone: (+55) (47) 99955-0273, Email: fcreiser@usp.br

REFERENCIAS

1. Baker DG, Newton RU. (1946). Effect of kinetically altering a repetition via the use of chain resistance on velocity during the bench press. *J Strength Cond Res. 2009;23:1941.*
2. Barnett C, Kippers V, Turner P. (1995). Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. *J Strength Cond Res. 1995;9:222-227.*
3. Behm DG, Leonard AM, Young WB, Bonsey WAC, MacKinnon, SN. (2005). Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *J Strength Cond Res. 2005;19:193-201.*
4. Behm D, Colado, JC. (2012). The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *Int J Sports Phys Ther. 2012;7:226-241.*
5. Bull, ML, Ferreira, MI, Vitti M. (2011). Electromyographic validation of the muscles deltoid (anterior portion) and pectoralis major (clavicular portion) in military press exercises with middle grip. *J Morphol Sci. 2011;28:240-245.*
6. Cacchio A, Don R, Ranavolo A, Guerra E, McCaw ST, Procaccianti R, Camerota F, Frascarelli M, Santilli V. (2008). Effects of 8-week strength training with two models of chest press machines on muscular activity pattern and strength. *J Electromyogr Kinesiol. 2008;18:618-627.*
7. Carvalheiro Reiser F, Gonçalves Durante B, Cordeiro de Souza W, Paulo Gomes Mascarenhas L, Márcio Gatinho Bonuzzi G. (2017). Paraspinal muscle activity during unstable superman and bodyweight squat exercises. *J Funct Morphol Kinesiol. 2017;2:1-9*
8. Chopp JN, Fischer SL, Dickerson, CR. (2010). On the feasibility of obtaining multiple muscular maximal voluntary excitation levels from test exertions: A shoulder example. *J Electromyogr Kinesiol. 2010;20:896-902.*
9. Clark RA, Humphries B, Hohmann E, Bryant AL. (2011). The influence of variable range of motion training on neuromuscular performance and control of external loads. *J Strength Cond Res. 2011;5:704-711.*
10. Criswell E. (2010). Introduction to Surface Electromyography. *(2nd Edition). Sulisbury, MA: Jones & Bartlett Publishers.*
11. da Silva SRD, Gonçalves M, de Almeida Leme MA, Bérzin, F. (2001). Supino Plano com Halteres: Um Estudo Eletromiográfico. *Motriz. 2001;7:1-5.*
12. De Luca, CJ. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech. 1997;13:135-163.*
13. Dombroski RT, Henderson JM. (1994). Partner resistance exercises versus calisthenics for upper body strength improvement. *Third Annu Mtng Am Med Soc Sports Med.: Rancho Mirage, CA.*
14. Dorgo S, King GA, Rice CA. (2009). The effects of manual resistance training on improving muscular strength and endurance. *J Strength Cond Res. 2009;23:293-303.*
15. Dorgo S, King GA, Candelaria N, Bader JO, Brickey GD, Adams, CE. (2009). The effects of manual resistance training on fitness in adolescents. *J Strength Cond Res. 2009;23: 2287-2294.*
16. Dunnick DD, Brown LE, Coburn JW, Lynn SK, Barillas SR. (2015). Bench press upper body muscle activation between stable and unstable loads. *J Strength Cond Res. 2015; 29:3279-3283.*
17. Fonseca RM, Roschel H, Tricoli V, de Souza EO, Wilson JM, Laurentino GC, Aihara AY, de Souza Leão AR, Ugrinowitsch C. (2014). Changes in exercises are more effective than in loading schemes to improve muscle strength. *J Strength Cond Res. 2014;28: 3085-3092;*
18. Fleck SJ, Kraemer WJ. (2014). Designing Resistance Training Programs. *(4nd Edition). Champaign, IL: Human Kinetics.*
19. García-López D, Hernández-Sánchez S, Martín E, Marín PJ, Zarzosa F, Herrero AJ. (2016). Free-weight augmentation with elastic bands improves bench-press kinematics in professional rugby players. *J Strength Cond Res. 2016;30:2493-2499.*
20. Ghigiarelli JJ, Nagle EF, Gross FL, Robertson RJ, Irrgang JJ, Myslinski T. (2009). The effects of a 7-week heavy elastic band and weight chain program on upperbody strength and upper-body power in a sample of division 1-AA football players. *J Strength Cond Res. 2009;23:756-764.*
21. Hislop H, Montgomery J. (2002). Daniels and Wortingham's Muscle Testing: Techniques of Manual Examination. *Philadelphia, PA: WB Saunders.*
22. Lauver JD, Cayot TE, Scheuermann BW. (2016). Influence of bench angle on upper extremity muscular activation during bench press exercise. *Eur J Sport Sci. 2016;16:309-316.*
23. Lusk SJ, Hale BD, Russell DM. (2010). Grip width and forearm orientation effects on muscle activity during the lat pull-down. *J Strength Cond Res. 2010;24:1895-1900.*
24. Manning RJ, Graves JE, Carpenter DM, Leggett SH, Pollock ML. (1990). Constant vs. *variable resistance knee extension training. Med Sci Sports Exerc. 1990;22:370-375.*
25. Massey CD, Vincent J, Maneval M, Moore M, Johnson JT. (2004). An analysis of full range of motion vs. *partial range of motion rraining in the development of strength in untrained men. J Strength Cond Res. 2004;18:518-521.*
26. McGill SM, Marshall LW. (2012). Kettlebell swing, snatch, and bottoms-up carry: Back and hip muscle activation, motion, and low back loads. *J Strength Cond Res. 2012;26:16-27.*
27. Nairn BC, Sutherland CA, Drake JD. (2015). Location of instability during a bench press alters movement patterns and electromyographical activity. *J Strength Cond Res. 2015;29: 3162-3170.*
28. Reiser FC, de Moura JAR, Cardoso JMD, Grzelczak MT, de Souza WC, Mascarenhas LPG. (2014). Eletromiografia do exercício de

crucifixo em diferentes planos e angulações de movimento. *Rev Bra Prescr Fisiol Exer. 2014;8:864-870.*
29. Reiser FC, de Souza WC, Mascarenhas LPG. (2015). Cinética e cinemática do agachamento na coluna vertebral: estudo de revisão. *Rev UNIANDRADE. 2015;16:7-13.*
30. Reiser FC, Lira JLO, Bonfim BMA, Santos Filho SJA, Durante BG, Cardoso JMD, Miotto H, Soares MAA, Bonuzzi GMG, Tavares LD. (2017). Electromyography of dumbbell fly exercise using different planes and labile surfaces. *JEPonline. 2017;20:31-40.*
31. Saeterbakken AH, Fimland MS. (2013). Electromyographic activity and 6RM strength in bench press on stable and unstable surfaces. *J Strength Cond Res. 2013;27:1101-1107.*
32. Saeterbakken AH, Fimland MS. (2013). Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces J Strength Cond Res. *2013;27:130-136.*
33. Saeterbakken AH, et al. (2017). The effects of bench press variations in competitive athletes on muscle activity and performance. *J Human Kinet. 2017;57:61-71.*
34. Schick EE, Coburn JW, Brown LE, Judelson DA, Khamoui, AV, Tran TT, Uribe BP. (2010). A comparison of muscle activation between a Smith machine and free weight bench press. *J Strength Cond Res. 2010;24:779-784.*
35. Schoenfeld B, Sonmez RGT, Kolber MJ, Contreras B, Harris R, Ozen S. (2013). Effect of hand position on emg activity of the posterior shoulder musculature during a horizontal abduction exercise. *J Strength Cond Res. 2013;27:2644-2649.*
36. Tokumaru K, Taniguchi C, Morikawa S, Yamasaki Y, Shimada T. (2011). The effects of manual resistance training on improving muscle strength of the lower extremities of the community ewelling elderly: A clinical intervention study with a control group. *J Phys Ther Sci. 2011;23:237-242.*
37. Trebs AA, Brandenburg JP, Pitney WA. (2010). An electromyography analysis of 3 muscles surrounding the shoulder joint during the performance of a chest press exercise at several angles. *J Strength Cond Res. 2010;24:1925-1930.*
38. Vera-Garcia FJ, Moreside JM, McGill SM. (2010). MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol. 2010;20:10-16.*
39. Youdas JW, Hartman JP, Murphy BA, Rundle AM, Ugorowski JM, Hollman, JH. (2017). Electromyographic analysis of gluteus maximus and hamstring activity during the supine resisted hip extension exercise versus supine unilateral bridge to neutral. *Physi Theory Pract. 2017;33:124-130.*

Cita Original

Reiser FC, Bonuzzi GMG, Lira JLO, Bonfim BMA, Durante BG, Santos Filho SJA, Cardoso JMD, Soares MAA, Miotto H, Tavares LD.