

Article

Electromiografía en Ejercicio de Apertura con Mancuerna Utilizando Diferentes Planos y Superficies Inestables

Fernando C. Reiser¹, Jumes L.O. Lira^{1,2}, Beatriz M.A. Bonfim¹, Solival J.A. Santos Filho^{1,2}, Bruno G. Durante^{1,3}, João M.D. Cardoso⁴, Hamilton Miotto⁵, Marcos A.A. Soares², Giordano M.G. Bonuzzi² y Lucas D. Tavares²

¹Laboratorio de Ciencias de la Actividad Física, Escuela de Artes, Ciencias y Humanidades, Universidad de São Paulo, São Paulo, Brasil

²Escuela de Educación Física y Deportes, Universidad de São Paulo, São Paulo, Brasil

³Instituto del Corazón, Facultad de Medicina de la Universidad de São Paulo, São Paulo, Brasil

⁴Centro de Ciencias de la Salud, Universidad de Vale do Itajai, Brasil

⁵Departamento de Educación Física, Universidad Centro de Grande Dourados, Campo Grande, Brasil

RESUMEN

El propósito de este estudio fue comparar la electromiografía de los músculos del hombro durante el ejercicio de apertura con mancuerna en una superficie horizontal estable, en una superficie inclinada estable y en una superficie inestable. Diecisiete hombres participaron en las tres condiciones. La primera y la segunda sesión de entrenamiento se llevaron a cabo para la familiarización con el ejercicio, para determinar los procedimientos de normalización de la contracción voluntaria máxima (CVM) y para determinar la carga utilizada al tercer día en el protocolo de ejercicio de electromiografía. Los resultados de los músculos serrato anterior y deltoides anterior fueron mayores en la condición Inclinado versus la posición Horizontal. La actividad del pectoral mayor (cabeza esternocostal) fue mayor durante la posición Horizontal versus la posición Inclinado. La condición de superficie inestable mantuvo una actividad muscular similar, pero con una menor carga de peso total. Este hallazgo sugiere que los grupos musculares analizados en estos ejercicios pueden usarse con fines de rehabilitación o de aumento de la fuerza.

Palabras Clave: Activación del Músculo Escapular, Aducción Horizontal de Hombro, Entrenamiento de la Fuerza, Dispositivos Inestables

INTRODUCCIÓN

El uso de diferentes superficies como una superficie estable (por ejemplo, un banco estable) o una superficie inestable (por ejemplo, una Pelota Suiza, un Bosu o un disco de equilibrio) durante las sesiones de entrenamiento de la fuerza ha crecido significativamente en gimnasios, centros de rendimiento y clínicas de rehabilitación para diferentes individuos (2,3,8,18,19,26). Curiosamente, varios estudios (2,3,18,19,26) indican que las superficies inestables promueven un mayor

estrés neuromuscular, como un aumento de los antagonistas que ayuda a estabilizar la activación muscular. Por lo tanto, las superficies inestables pueden ser beneficiosas para aumentar la fuerza muscular y el rendimiento de potencia, así como el control motor. La electromiografía ha demostrado ser una herramienta valiosa para evaluar la efectividad de los ejercicios en función de los niveles de activación muscular, cambiando la mecánica del movimiento variando el rango de movimiento, los planos, la posición del segmento y/o la estabilidad (1-5,9,12,16,18-23,26).

Marshall et al. (18) compararon el press de banca con mancuernas (PB) realizado sobre una pelota y en un banco estable. Encontraron un aumento en la activación del deltoides anterior (DA) en un entorno inestable. Sin embargo, Uribe y colegas (26) no lograron reproducir resultados similares. No informaron cambios en la activación del DA o del pectoral mayor (PM) realizados en diferentes superficies inestables pero sí una disminución en la activación del PM, lo que puede estar relacionado con demandas posturales significativamente mayores y menor carga total levantada (22). Por ejemplo, Lauver et al. (16) indicaron que la actividad del DA aumentó la actividad muscular en el PB inclinado en comparación con el PB horizontal, pero con diferencias irrelevantes en la cabeza clavicular del PM (PMC) para todo el ciclo de movimiento. Los resultados relacionados encontrados en otros estudios (1,9,12,16,23) mostraron pequeños tamaños del efecto (22). Recientemente, Saeterbakken et al. (23) encontraron actividad muscular similar del DA y del PM usando el ejercicio PB con diferentes distancias en el ancho de agarre y posiciones inclinadas en levantadores de potencia.

Si bien estos músculos se pueden entrenar de acuerdo con las condiciones individuales en programas de fortalecimiento o rehabilitación, se puede limitar la acción de algunos músculos modificando la posición articular al comparar el PB multi-articular con el ejercicio de apertura con mancuerna (AM) uni-articular que permite ir disminuyendo la participación de los extensores del codo y manteniendo la actividad de los aductores horizontales del hombro (19). Aunque estas diferencias son relevantes, existe un vacío en la bibliografía con respecto a las diferencias en el ejercicio de AM sobre diferentes planos de movimiento y condiciones dinámicas. Esta es la razón por la cual se debe realizar una investigación completa del ejercicio AM en superficies duras versus superficies inestables (como AM en una Pelota Suiza) para determinar las posibles diferencias entre las AM realizadas en diferentes posiciones de banco. Este tipo de información puede ayudar a los entrenadores de entrenamiento de la fuerza y fisioterapeutas (así como a los fisiólogos del ejercicio) a optimizar y especificar el músculo diana utilizado durante la realización de un movimiento específico. Por lo tanto, el propósito de este estudio fue comparar la actividad muscular mediante electromiografía (EMG) de 3 tipos de ejercicios de apertura con mancuerna durante condiciones inestables (Pelota Suiza) y diferentes planos (banco horizontal e inclinado) en sujetos sanos.

MÉTODOS

Sujetos

El tamaño de la muestra se estableció en base a la media cuadrática (RMS) de la señal electromiográfica del deltoides anterior (DA) durante un estudio piloto para conducir el análisis de potencia. Más tarde, el dato se utilizó para determinar el tamaño de la muestra utilizando el software G*Power 3.1® (Universidad de Düsseldorf, Düsseldorf, Alemania) (11). Trece sujetos serían necesarios para alcanzar un nivel alfa de 0,05 y potencia ($1 - \beta$ de 0,80), y para permitir el posible abandono. Se incluyeron 17 hombres físicamente activos (edad, $26 \pm 6,4$ años; masa corporal, $89,2 \pm 9,2$ kg; altura, $1,87 \pm 0,12$ m). Los sujetos no tuvieron lesiones en el hombro, el codo o la muñeca en el último año. Todos los sujetos estaban acostumbrados al entrenamiento de la fuerza y realizaban ejercicios de apertura con mancuerna regularmente. También usaban superficies inestables durante sus sesiones de entrenamiento. Este estudio fue aprobado por el comité de ética de investigación de la universidad con el número de protocolo: 415.333. Todos los sujetos leyeron y firmaron un documento de consentimiento informado.

Procedimientos

Los sujetos realizaron los tres ejercicios en superficies estables (Horizontal e Inclinada) y en una superficie inestable, en un diseño cruzado aleatorio basado en el cuadrado latino. Completaron un total de tres sesiones con un intervalo de 4 días entre ellas. La primera y la segunda sesión de entrenamiento familiarizaron a los sujetos con los ejercicios, determinaron los procedimientos de normalización de la contracción voluntaria máxima (CVM) y determinaron la carga utilizada en el tercer día. El protocolo de 10RM se utilizó en base a estudios previos (5,8,10) para normalizar los datos entre los sujetos. Realizaron 2x10 repeticiones de cada ejercicio en orden aleatorio con un descanso de 3 minutos entre series y un descanso de 5 minutos entre los ejercicios para evitar la fatiga.

Todos los sujetos completaron el número requerido de repeticiones para cada ejercicio dentro del lapso de tiempo designado con un tiempo de contracción de 4 segundos (2 segundos para cada fase de descenso/ascenso). Se usó un

metrónomo para normalizar el tiempo bajo tensión para todos los sujetos durante la familiarización y los registros de EMG. La CVM se usó para determinar la normalización de la EMG. La Tabla 1 describe los ejercicios de prueba muscular empleados usando recomendaciones previas (15). Todos los sujetos hicieron un calentamiento de 2x50 en el ejercicio de press de banca utilizando solo la barra (20 kg). Después del calentamiento, se les pidió que aumentaran la fuerza de contracción para alcanzar un esfuerzo máximo del cual mantuvieran la contracción máxima durante 10 segundos antes de reducirla lentamente (en las posiciones de la Tabla 1). Este procedimiento se repitió tres veces para cada músculo con un intervalo de descanso de 90 segundos entre series y el valor medio de estas tres CVM de los codos para la siguiente comparación de ejercicios. La fiabilidad de la CVM se llevó a cabo mediante el Coeficiente de Correlación Intraclase (CCI), que osciló entre 0,92 y 0,86 para los músculos analizados.

Tabla 1. Pruebas Manuales Utilizadas para Lograr la Contracción Voluntaria Máxima (CVM).

Músculo	Protocolo de Prueba
Serrato Anterior	El sujeto se sienta y flexiona el hombro en un ángulo de 2,09 radianes sin rotación ni movimiento horizontal, con el codo extendido. Se aplica una resistencia manual sobre la porción distal del húmero justo por encima de la articulación del codo.
Deltoides Anterior	El sujeto se sienta y flexiona el hombro en un ángulo de 1,57 radianes sin rotación ni movimiento horizontal, con el codo extendido. Se aplica una resistencia manual sobre la porción distal del húmero justo por encima de la articulación del codo.
Pectoral Mayor (Fibras esternocostales)	El sujeto yace en posición supina con el hombro en abducción en un ángulo de 2,09 radianes y los codos flexionados, y luego se le pide que se mueva diagonalmente hacia abajo en dirección contralateral. Se aplica una resistencia manual sobre la muñeca en la dirección opuesta.
Pectoral Mayor (Fibras claviculares)	El sujeto yace en posición supina con su hombro en abducción en un ángulo de 1 radián y los codos flexionados, y luego se le pide que aduzca el hombro horizontalmente. Se aplica una resistencia manual sobre el húmero alrededor del antebrazo justo en la proximidad de la muñeca.

Procedimientos del Ejercicio

Apertura con Mancuerna Horizontal sobre Superficie Estable (Horizontal): Los sujetos comenzaron en una posición supina con el hombro flexionado a un ángulo de 1,5 radianes (Posición Neutra - PN), ancho de postura del 100% de la distancia bi-acromial con los pies en el parte superior del banco. Se instruyó a los sujetos para que descendieran el hombro con una abducción horizontal hasta que los brazos quedaran paralelos al piso (~1,5 radianes), con su codo ligeramente flexionado en una posición de ángulo de 0,26 radianes. Se colocaron cajas a ambos lados del banco para limitar el ángulo de abducción del hombro. Inmediatamente después de que los brazos estén paralelos al piso, los sujetos fueron instruidos para realizar una fase ascendente, regresando a la PN. Las posiciones normalizadas del ángulo articular se evaluaron usando un goniómetro (Carcí, São Paulo, Brasil).

Apertura con Mancuerna Inclinado sobre Superficie Estable (Inclinado): los sujetos se colocaron en la posición inclinada en un banco a un nivel de 0,5 radianes desde paralelo. Comenzaron el ejercicio con su hombro flexionado a un ángulo de 2 radianes (Posición Neutra de Inclinación - PNI), y un ancho de postura del 100% de la distancia bi-acromial con los pies en la parte superior del banco. Se instruyó a los sujetos para que descendieran el hombro con una abducción horizontal hasta que los brazos quedaran paralelos al piso (~1,5 radianes), con su codo ligeramente flexionado en una posición angular de 0,26 radianes. Se colocaron cajas a ambos lados del banco para limitar el ángulo de abducción del hombro. Inmediatamente después de que los brazos estén paralelos al piso, se instruyó a los sujetos a realizar una fase ascendente, volviendo a la PNI.

Apertura con Mancuerna Inestable sobre Pelota Suiza (Inestable): Los sujetos se recostaron sobre la Pelota Suiza de 75 cm de diámetro. Comenzaron en posición supina con el hombro flexionado a un ángulo de 15 radianes (Posición Neutra - PN) y un ancho de postura del 100% de la distancia bi-acromial con los pies en el suelo. Se instruyó a los sujetos para que

descendieran el hombro con una abducción horizontal hasta que los brazos quedaran paralelos al suelo (~1,5 radianes), con el codo ligeramente flexionado en una posición de ángulo de 0,26 radianes. Se colocaron cajas a ambos lados del banco para limitar el ángulo de abducción del hombro. Inmediatamente después de que los brazos estaban paralelos al piso, los sujetos fueron instruidos para realizar una fase ascendente, regresando a la PN.

Colocación de Electrodo

Todos los electrodos se colocaron en el lado derecho después de pedir que identifiquen su mano hábil para escribir. Todos los sujetos respondieron con dominio de la mano derecha. Se colocaron dos electrodos Ag/AgCl con una distancia entre electrodos de 20 mm en la línea media del vientre muscular paralelos a las fibras siguiendo las recomendaciones (14) de Electromiografía de Superficie para la Evaluación No Invasiva de Procedimientos de Electromiografía Muscular (SENIAM). Los electrodos se fijaron en el serrato anterior (SA) justo debajo del pliegue axilar al nivel del ángulo inferior de la escápula y medial al dorsal ancho (6,7). Los electrodos se colocaron en el deltoides anterior (DA) 4 cm por debajo de la clavícula, paralelos a las fibras musculares a un ángulo oblicuo con el brazo (14). Los electrodos en el pectoral mayor (fibras esternocostales, PME) se colocaron a 2 cm mediales al pliegue axilar, paralelos a las fibras musculares con un ángulo oblicuo marginal. Los electrodos en el pectoral mayor (fibras claviculares, PMC) se colocaron 2 cm por debajo del borde anterior de la clavícula a lo largo del eje longitudinal que cruza el punto medio de la clavícula con el electrodo de referencia colocado en la clavícula derecha (6,7).

Análisis Electromiográfico

Antes de la fijación del electrodo, la piel del sujeto se preparó rasurándola y limpiándola con jabón. La actividad muscular se registró con Miotool 400® (Miotec Biomedical Equipment, Porto Alegre, Brasil). Se recogieron los datos de electromiografía de todos los ejercicios en todo el ciclo de movimiento de las dos series, pero solo se analizaron las ventanas de 200 ms desde la 3ª hasta la 7ª repetición de las series para evitar ajustes posturales y otros efectos (8). La electromiografía se analizó utilizando el paquete de software MiotecSuite® 1.0. La ganancia fue de 1000 veces, utilizando un filtro Butterworth de 4º orden, un paso banda del amplificador EMG de 10 a 450 Hz, frecuencia de muestreo de 2000 Hz, seis kOhms de impedancia máxima intra-electrodo y un factor de rechazo al modo común de 100 dB. Todos los datos sEMG se filtraron en corte a frecuencias de 60 Hz, eliminando la interferencia eléctrica y armónica. La señal obtenida de onda completa se rectificó después de este procedimiento y luego se creó la Envolvente Lineal. Las señales de los ejercicios de apertura con mancuerna se compararon con la señal de la CVM para normalizar el registro de la actividad muscular. Los datos se informaron posteriormente en valores porcentuales y se usaron para el análisis estadístico.

Análisis Estadístico

Todos los resultados de ambas series de cada ejercicio se presentan como medias \pm DE. Se utilizó un análisis de varianza unidireccional (ANOVA) con medidas repetidas para evaluar las diferencias en la actividad medida de cada músculo durante los 3 ejercicios. La corrección *post hoc* HSD de Tukey se aplicó cuando hubo diferencias estadísticas significativas. El tamaño del efecto (d de Cohen) se calculó usando la fórmula $M1-M2/SD$; mientras que las medias de cada grupo (ejercicio) se restaron y se dividieron por las desviaciones estándar (DE). El tamaño del efecto puede considerarse pequeño (0,2), mediano (0,5), grande (0,8), muy grande (1,2) y enorme (2,0) (22). El análisis estadístico se realizó con la versión 23.0 de SPSS (SPSS, Inc., Chicago, IL). La significancia estadística fue aceptada en $P \leq 0,05$.

RESULTADOS

El análisis de varianza no mostró diferencias estadísticamente significativas entre las cargas utilizadas en planos y superficies ($F(2,48) = 1,2$; $P=0,29$). El protocolo de 10RM para cargas totales se presenta en media \pm DE; Horizontal = $38,4 \pm 8,4$ kg; Inclinado = $34,6 \pm 13,2$ kg; Inestable = $32,6 \pm 10,2$ kg. La actividad muscular de diferentes superficies y condiciones se expresó como barras de media \pm DE en la Figura 1, que muestra un análisis de los valores de RMS (% CVM) para cada músculo y condición estudiada.

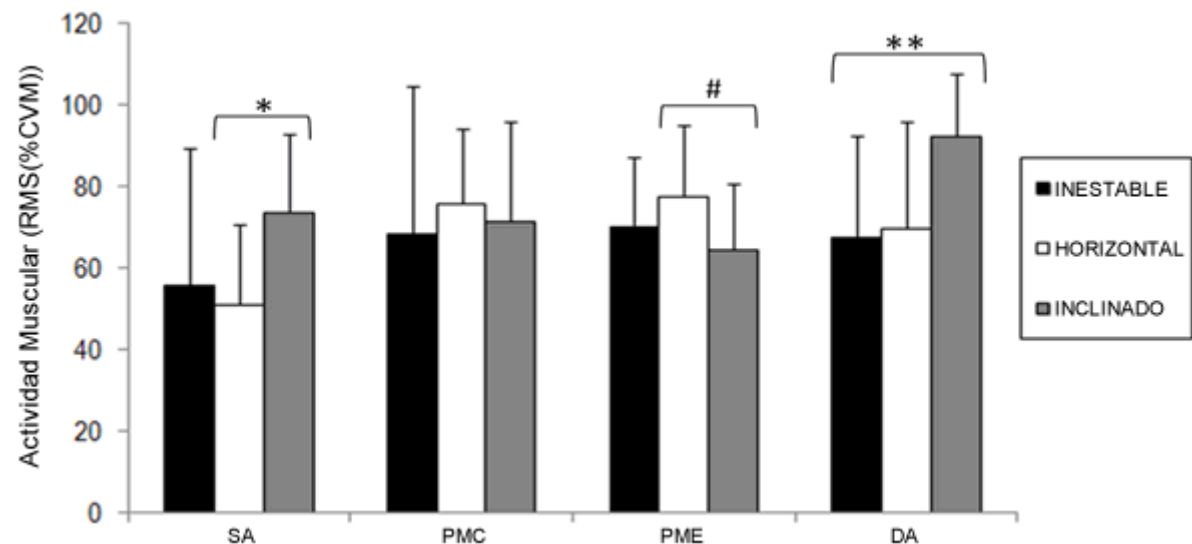


Figura 1. Valores de Media Cuadrática (%CVM) como Barras de Medias \pm DE de todas las Condiciones y Músculos Analizados. SA = Serrato Anterior; PMC = Pectoral Mayor (Fibras Claviculares); PME = Pectoral Mayor (Cabeza Esternocostal); DA = Deltoides Anterior. Barra Negra (INESTABLE); Barra Blanca (HORIZONTAL); Barra Gris (INCLINADO); * = Diferencia Significativa ($P < 0,001$) entre las condiciones Inclinado y Horizontal; # = Diferencia Significativa ($P = 0,006$) entre las condiciones Horizontal e Inclinado; ** = Diferencia Significativa ($P < 0,001$) entre las condiciones Inclinado con Horizontal e Inestable

Se encontraron diferencias significativas entre la actividad del SA (serrato anterior) en diferentes planos y superficies ($F(2,48) = 3,77$; $P = 0,032$), favoreciendo la condición Inclinado en comparación con la condición Horizontal ($P < 0,001$) con un gran tamaño del efecto ($d = 1,31$). Se encontró una tendencia que apoyó la condición Inclinado versus la condición Inestable ($P = 0,07$) con un tamaño del efecto moderado ($d = 0,53$). No se encontraron diferencias significativas entre las condiciones Inestable y Horizontal ($P = 0,63$). La misma tendencia se encontró para la actividad del DA, con diferencias significativas ($F(2,48) = 9,66$; $P < 0,001$) que favorecieron la condición Inclinado versus la Horizontal ($P < 0,001$) con un tamaño de efecto muy grande ($d = 1,5$) y con la comparación de la condición Inestable ($P < 0,001$) que muestra un tamaño del efecto muy grande ($d = 3,42$). No se encontraron diferencias significativas entre la condición Horizontal y la condición Inestable ($P = 0,76$).

En cuanto a la activación del PM, se encontraron diferencias significativas en la actividad del PME ($F(2,48) = 3,7$; $P = 0,03$), favoreciendo la condición Horizontal en comparación con la Inclinado ($P < 0,01$) con un tamaño del efecto grande ($d = 1,01$). No se encontraron diferencias significativas entre las condiciones Horizontal e Inestable ($P = 0,13$), y las condiciones Inclinado con Inestable ($P = 0,29$). Para la actividad del PMC, no se encontraron diferencias significativas entre todas las condiciones estudiadas ($F(2,48) = 0,5$, $P = 0,75$).

DISCUSIÓN

El propósito de este estudio fue observar las diferencias en las actividades musculares entre las superficies estables e inestables durante el ejercicio de AM. Los principales hallazgos del estudio fueron las diferencias en las actividades musculares del SA (serrato anterior), del DA y del PME durante las condiciones estudiadas. Para el SA (serrato anterior) la condición Inclinado provocó una mayor activación muscular, que fue diferente de la condición Horizontal con un tamaño del efecto moderado cuando se comparó con una condición inestable.

Estos hallazgos concuerdan con estudios previos que encontraron un aumento en la actividad del SA (serrato anterior) con la elevación humeral (13,17). Cuando el húmero se eleva en el plano escapular, progresivamente de 1,57 radianes a 2,09 y 2,44, la escápula gradualmente hace una rotación superior que sirve para disminuir la rotación interna a medida que se mueve de una posición de inclinación anterior a una posterior (17). Este patrón aumenta la activación muscular del SA (serrato anterior) para estabilizar la escápula, lo que permite que el húmero se mueva en su rango completo de movimiento (13,17). Cuando el hombro pasa de 1,5 a 2 radianes de flexión en el movimiento de posición inicial, hay un aumento en la actividad del músculo serrato anterior (SA). Sin embargo, el aumento de la flexión o abducción del hombro durante

ejercicios de apertura o empuje puede no ser tolerado por personas con Síndrome de Impingement de Hombro (17) en el que es más prudente disminuir el rango de movimiento para evitar una abducción horizontal del hombro más allá del plano escapular. Cuando la cabeza del húmero sobrepasa esta posición, el hombro se vuelve más inestable, lo que aumenta las fuerzas de compresión y el riesgo de lesión (13,17).

En el presente estudio, no hubo diferencias significativas en la actividad del serrato anterior (SA) entre la condición Horizontal y la condición Inestable, lo cual está de acuerdo con Nascimento et al. (19) y la mayor estabilización de los músculos escapulo-torácicos cuando se utiliza una carga rotacional. Sin embargo, con respecto a los músculos iniciadores del movimiento horizontal de hombro, solo el pectoral mayor siguió un patrón similar con nuestro estudio, pero para el DA no se encontraron diferencias significativas a partir de los resultados informados previamente (19). Estos resultados divergentes son probables porque Nascimento et al. (19) usó un disco de equilibrio sobre el banco produciendo inestabilidad. Esta posición eleva ligeramente el tronco, lo que aumenta la flexión inicial del hombro lo suficiente como para causar un aumento en la actividad del DA. En el presente estudio, la Pelota Suiza estaba en una posición igual a una posición horizontal. La actividad del DA se incrementa solo en una modalidad Inclinada cuando el hombro está más flexionado. Este punto es consistente con informes previos de evaluación de PB en diferentes planos (1,16,25).

Con respecto al PME, hubo una disminución significativa en la actividad de las fibras esternocostales al cambiar la modalidad del plano de Horizontal al Inclinado. Este hallazgo está de acuerdo con la bibliografía previa relacionada con los ejercicios de PB (1,12,16,25). Estos cambios pueden deberse a que el PME es un mejor aductor horizontal de hombro que un abductor de hombro, lo que es cierto para las fibras del PMC. Curiosamente, esta misma tendencia evaluada dinámicamente en el presente estudio también se observó durante las contracciones isométricas (20). No se encontraron diferencias entre las superficies inestables y estables en el ejercicio de AM, lo que está de acuerdo con estudios previos (19,26) al analizar los ejercicios de PB y AM. La activación del PMC no fue diferente entre todas las condiciones examinadas. Este hallazgo es consistente con los informes anteriores (1,9,12,20,23). Otros estudios que notaron un ligero aumento en la activación muscular en la modalidad Inclinada, con tamaños del efecto pequeños (16,25), pueden estar relacionados con el tiempo bajo tensión durante todo el ciclo de movimiento. Cuando se adoptaron las posiciones de inclinado, el rango total de movimiento del hombro aumentó, lo que puede estar relacionado con el aumento de la activación muscular (16) o también con el método de señal de normalización apropiado del PMC (23). Todo el ciclo de movimiento estuvo conforme a un metrónomo, y se extrajeron pruebas específicas de CVM a partir de las fibras del PMC (15) porque este músculo es un abductor de hombro y un aductor horizontal. Un estudio reciente no encontró diferencias significativas entre las modalidades de declinado, inclinado o condición horizontal con cambios de agarre para el PMC durante un ejercicio de PB (23). El estudio respalda los hallazgos previos de que las fibras del PMC mantienen la activación muscular constante a pesar de la posición del banco o la condición inestable, porque las fibras de PMC son perpendiculares a la cabeza del húmero, actuando así también como un estabilizador del hombro (20).

Limitaciones de este Estudio

Se deben tener en cuenta las posibles limitaciones sobre la EMG utilizada sola. Estudios futuros también deben proporcionar información cinética y cinemática con respecto a estos ejercicios y los músculos involucrados. Otra limitación significativa fue el hecho de que todos los sujetos en este estudio eran hombres sanos y bien entrenados sin antecedentes de lesión en el hombro. Investigaciones futuras deben involucrar a personas que sufren de una lesión en el hombro (como un Síndrome de Impingement de Hombro o Disquinesia Escapular) para determinar los posibles cambios en los patrones musculares. Sin embargo, el presente hallazgo respalda la idea de que los dispositivos inestables pueden usarse en programas de fuerza y rehabilitación porque mantienen los niveles de actividad muscular de los iniciadores y los estabilizadores escapulo-torácicos con una menor carga total aplicada, lo que puede estar relacionado con menores fuerzas de compresión en la articulación. La inclusión del ejercicio de AM en diferentes planos afecta la activación muscular escapulo-torácica y del hombro, siendo una alternativa para estresar a estos músculos más o menos dependiendo de los objetivos del programa de entrenamiento de la fuerza.

CONCLUSIONES

Este estudio mostró que el ejercicio de AM realizado en diferentes superficies produjo una cantidad similar de actividad muscular del PMC mientras que, tanto la actividad del SA (serrato anterior) como la actividad del DA fueron mayores en una condición Inclinada Estable, y el PME está más activo en una condición Horizontal Estable. El ejercicio de inestabilidad mantuvo una actividad muscular similar con una menor carga de peso total. Este hallazgo sugiere que estos movimientos pueden ser una buena opción para los programas de rehabilitación que buscan ganancia de propiocepción después de una lesión, utilizando menos peso de carga en dispositivos inestables y/o en programas de fuerza para mejorar la fuerza con dispositivos estables.

REFERENCIAS

1. 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.
2. 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.
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. Bezerra ES, Simão R, Fleck SJ, Paz G, Maia M, Costa PB, Amadio AC, Miranda H, Serrão JC. (2013). Electromyographic activity of lower body muscles during the deadlift and still-legged deadlift. *JEPonline.* 2013;16:30-39.
5. Brennecke A, Guimarães TM, Leone R, Cadarci M, Mochizuki L, Simão R, Amadio AC, Serrão JC. (2009). Neuromuscular activity during bench press exercise performed with and without the preexhaustion method. *J Strength Cond Res.* 2009;23:1933-1940.
6. 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.
7. Criswell E. (2010). Introduction to Surface Electromyography. (2nd Edition). Sulisbury, MA: Jones & Bartlett Publishers
8. Carvalheiro Reiser F, Gonçalves DuranteB, 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.
9. Crispiniano EC, Daltro MCDSL, Nunes EM, Junior RA, de Souza MM, Munguba TA, Diniz MB. (2016). Comparative evaluation of strength and electrical activity of the pectoralis major muscle during bench press exercise in horizontal, incline and decline Modalities. *Inter Arch Med.* 2016;9:1-8.
10. de Souza Bezerra E, Guimarães TM, Gailey AW, Leone R, Brennecke A, Acquesta F, Serrão JC, Amadio AC, Sena R, Miranda H, Simão R. (2011). Variabilidade da carga no teste de 10RM em indivíduos treinados. *Rev Bra Prescr Fisiol Exer.* 2011;3:559-565.
11. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. (2007). G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Met.* 2007;39:175-191.
12. Glass SC, Armstrong T. (1997). Electromyographical activity of the pectoralis muscle during incline and decline bench presses. *J Strength Cond Res.* 1997;11:163-167.
13. Hardwick DH, Beebe JA, McDonnell MK, Lang CE. (2006). A comparison of serratus anterior muscle activation during a wall slide exercise and other traditional exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36:903-910.
14. Hermens H, Freriks, B, Disselhorst-Klug C, Rau G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10:361-374.
15. Hislop H, Montgomery J. (2002). Daniels and Worthingham's Muscle Testing: Techniques of Manual Examination. Philadelphia, PA: WB Saunders,
16. 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.
17. Ludewig, PM, Cook TM, Nawoczenski, DA. (1996). Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996;24:57-65.
18. Marshall PWM, Murphy BA. (2006). Increased deltoid and abdominal muscle activity during Swiss ball bench press. *J Strength Cond Res.* 2006;20:745-750
19. Nascimento VYS, Torres RJB, Beltrão NB, Santos PSD, Pirauá ALT, Oliveira VMAD, (2017). Pitangui ACR, et al. *Shoulder muscle activation levels during exercises with axial and rotational load on stable and unstable surfaces.* *J Appl Biomech.* 2017;33:118-123.
20. 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.
21. Rocha Júnior VDA, Carmo JD, Gentil P, Oliveira E. (2007). Comparação entre a atividade EMG do peitoral maior, deltóide anterior e tríceps braquial durante os exercícios supino reto e crucifixo. *Rev Bras Med Esporte.* 2007;13:51-54.
22. 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.
23. Saeterbakken AH, Mo DA, Scott S, et al. (2017). The effects of bench press variations in competitive athletes on muscle activity and performance. *J Human Kinet.* 2017;57:61-71.
24. Sawilowsky, SS. (2003). A different future for social and behavioral science research, *J Mod Appl Stat Met.* 2003;2:128-132.
25. 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.
26. Uribe BP, Coburn JW, Brown LE, Judelson DA, Khamoui AV, Nguyen D. (2010). Muscle activation when performing the chest press and shoulder press on a stable bench vs. a Swiss ball. *J Strength Cond Res.* 2010;24:1028-1033.

Cita Original

Electromiografía en Ejercicio de Apertura con Mancuerna Utilizando Diferentes Planos y Superficies Inestables. JEPonline 2017;20(6):31-40.