



UNIVERSITAS
Miguel Hernández

TRABAJO DE FIN DE GRADO

ANÁLISIS ELECTROMIOGRÁFICO DE LA MUSCULATURA
GLENOHUMERAL EN DIFERENTES VARIACIONES DEL EJERCICIO DE
ELEVACIONES LATERALES.

Grado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

FERNANDO MARTÍN CABEZUELO

TUTOR ACADÉMICO: FRANCISCO JOSÉ VERA GARCÍA

CURSO 2022-2023

ÍNDICE

RESUMEN	3
INTRODUCCIÓN.....	4
MÉTODO	5
Participante.....	5
Instrumental y registro de datos.....	5
Tareas y procedimiento	6
Tratamiento de datos	9
RESULTADOS	9
DISCUSIÓN	10
LIMITACIONES.....	11
CONCLUSIONES.....	12
REFERENCIAS.....	12



RESUMEN

Pese que las elevaciones laterales pueden ser un ejercicio muy adecuado para el fortalecimiento de la musculatura del hombro, los estudios que analizan la activación muscular durante diferentes variaciones de la ejecución de este ejercicio son escasos. Por ello, el objetivo de este Trabajo Fin de Grado fue comparar la activación muscular de las porciones anterior (DA), medial (DM) y posterior (DP) del deltoides, la porción superior del trapecio (TR), el vasto medial del tríceps braquial (TB) y la porción clavicular del pectoral mayor (PM) entre diferentes variaciones de la ejecución del ejercicio de elevaciones laterales: utilizando mancuernas vs. un sistema de cable-polea (con dos ángulos de tracción diferentes) y con rotación interna de la articulación glenohumeral vs. posición neutra.

Se registró la electromiografía de superficie de los músculos referidos y el movimiento del hombro en los planos sagital y frontal de un joven adaptado al entrenamiento de fuerza del tren superior durante la ejecución de las diferentes variaciones del ejercicio. Tras el registro, la señal electromiográfica fue rectificadas, suavizada y normalizada respecto a valores máximos obtenidos durante maniobras de contracción voluntaria isométrica máxima (CVIM).

Los datos obtenidos mostraron que el músculo que alcanzó los mayores niveles de activación fue TR (63,6-92,6% CVIM), seguido de DA (27,1-50,5% CVIM), DM (31,35-40,5% CVIM) y DP (13,9-26,8% CVIM). Asimismo, las variaciones realizadas con mancuernas produjeron mayores niveles de activación que las realizadas con el sistema de cable-polea para los músculos DA, DM, TR y PM. En relación con la posición del hombro en el plano horizontal, los datos mostraron mayores niveles de activación de DP y TB, así como de DM y TR, en las variaciones del ejercicio realizadas con rotación interna y mayor activación en el DA en las variaciones realizadas en posición neutra. Finalmente, en las variaciones realizadas con el sistema de cable-polea, los resultados obtenidos indican que DM, DP y TB se activaron con mayor intensidad cuando la dirección inicial de tracción fue horizontal y TR cuando la dirección inicial fue de 45° respecto a la horizontal.

Este trabajo puede ayudar a mejorar la comprensión sobre como el uso de diferentes variaciones del ejercicio de elevaciones laterales puede influir en la activación de la musculatura, información que puede ser relevante para aquellas personas interesadas en el fortalecimiento del tren superior.

Palabras clave: Biomecánica, acondicionamiento muscular, fuerza, hombro, equipamiento.

INTRODUCCIÓN

Los ejercicios de fortalecimiento de la musculatura glenohumeral son elementos habituales de los programas del entrenamiento de la fuerza (Wilk et al., 2019). Esto se debe principalmente a la participación de esta musculatura tanto en acciones de la vida diaria (ejemplo: empujes, elevaciones y tracciones de objetos) (Gore et al., 1986; Yang et al., 2021), como en gestos deportivos (golpeos, lanzamientos, etc.) (Busra Cigercioglu et al., 2021; Cools et al., 2015). Asimismo, el uso de estos ejercicios es habitual también en el ámbito de la rehabilitación deportiva (Cools et al., 2015; Struyf et al., 2017) y en la prevención de lesiones (Cools et al., 2015; Hoppe et al., 2022), ya que el déficit de fuerza en la musculatura glenohumeral es un factor de riesgo de lesión en el hombro (Cools et al., 2015).

Dentro de los programas de fortalecimiento de la musculatura glenohumeral algunos de los ejercicios más utilizados son los ejercicios de *empuje*, como el press de banca (Schick et al., 2010) y el press militar (Saeterbakken & Fimland, 2013), y los ejercicios de *tracción*, como el remo sentado (Botton et al., 2013) y el jalón al pecho (Andersen et al., 2014). Hay ejercicios menos utilizados que también están presentes en este tipo de programas, como las elevaciones laterales (Ehlers Botton et al., 2013; Escamilla et al., 2009; Townsend., et al 1991), que se han descrito como ejercicios complementarios (Botton et al., 2013).

Las elevaciones laterales son ejercicios de abducción del hombro contra resistencia que activan principalmente los músculos abductores del hombro (supraespinoso y deltoides) y los músculos elevadores de la escápula (trapecio y elevador de la escápula) (Delavier, 2012). En este sentido, estudios descriptivos realizados con electromiografía de superficie han mostrado el reclutamiento de la porción anterior, medial y posterior del deltoides (Campos et al., 2021; Coratella et al. 2020; Ehlers Botton et al., 2013), la porción superior del pectoral mayor (Coratella et al. 2020), la porción superior del trapecio (Coratella et al. 2020) y el tríceps braquial (Coratella et al. 2020) durante la realización de este tipo de ejercicios. Al comparar el ejercicio de elevaciones laterales con otros ejercicios de hombro, Ehlers Botton et al. (2013) encontró en las tres porciones del deltoides niveles de activación similares a las obtenidos en el press banca, las aperturas con mancuernas y el press militar, mientras que Campos et al. (2021) encontró mayores niveles de activación en la porción media del deltoides en las elevaciones laterales respecto a las obtenidas en el press de banca y las aperturas con mancuernas.

Las elevaciones laterales se realizan principalmente con mancuernas (Campos et al., 2021; Coratella et al. 2020; Ehlers Botton et al., 2013), aunque también se realizan con otro tipo de materiales, como máquinas isoinerciales (Maroto-Izquierdo et al., 2022), gomas elásticas (Mascarin et al., 2017) y poleas lineales (Ehlers Botton et al., 2013). A pesar de que el uso de diferentes materiales puede suponer un estímulo de entrenamiento diferente, solo hemos encontrado un estudio electromiográfico en la literatura donde se compara el uso de mancuernas con el uso de una polea lineal durante la realización de elevaciones laterales, encontrando mayores niveles de activación en la porción medial del deltoides en las variaciones realizadas con mancuernas (Ehlers Botton et al., 2013). Estudios futuros deben profundizar en el conocimiento de las diferencias en la activación muscular en función de los materiales utilizados, lo que permitirá a los profesionales del ejercicio físico elegir unos materiales u otros en función de los objetivos y las características de los participantes.

Otra variable de la ejecución de estos ejercicios que puede modificar la activación muscular es la rotación de la articulación glenohumeral (Coratella et al., 2020). Según el estudio de Coratella et al. (2020), las elevaciones laterales con mancuernas realizadas con rotación interna provocan mayor activación en el tríceps braquial, deltoides anterior y deltoides posterior que las realizadas sin rotación y, por el contrario, menor activación en la porción medial del deltoides. Debido a la escasez de estudios que han analizado el efecto de la rotación del hombro durante la ejecución de elevaciones laterales, es necesario realizar nuevos trabajos que

permitan profundizar el conocimiento del efecto de diferentes grados de rotación glenohumeral sobre la activación de los principales músculos del hombro.

Por tanto, a pesar de que las elevaciones laterales pueden ser un ejercicio muy adecuado para el fortalecimiento de los músculos abductores del hombro y elevadores de la escápula, los estudios que analizan la activación muscular durante diferentes variaciones de la ejecución de este ejercicio son escasos, por lo que existen muchas dudas sobre cuáles son las variaciones que producen mayores niveles de activación en los agonistas principales de este ejercicio. Por ello, el objetivo de este Trabajo Fin de Grado fue comparar la activación muscular de las porciones anterior (DA), medial (DM) y posterior (DP) del deltoides, la porción superior del trapecio (TR), el vasto medial del tríceps braquial (TB) y la porción clavicular del pectoral mayor (PM) entre diferentes variaciones de la ejecución del ejercicio de elevaciones laterales: utilizando mancuernas vs. un sistema de cable-polea (con dos ángulos de tracción diferentes) y con rotación interna de la articulación glenohumeral vs. posición neutral.

MÉTODO

Participante

Los ejercicios fueron realizados por un varón joven y sano (21 años, 172 cm de altura y 84 kg de peso) con 4 años de experiencia en entrenamiento de la fuerza. El participante realizaba trabajo de fuerza de manera habitual, estaba familiarizado con los ejercicios a realizar, no tenía historia de lesión en el hombro y no presentaba ningún tipo de lesión musculoesquelética o neurológica que contraindicara la realización de estos ejercicios. Asimismo, el participante no realizó ningún tipo de entrenamiento, ni consumió alcohol, cafeína o productos estimulantes durante las 24 h previas a la toma de datos. Todos los procedimientos se desarrollaron de acuerdo con la declaración de Helsinki y fueron aprobados por el Comité de Ética e Integridad en la Investigación del Vicerrectorado de Investigación de la Universidad Miguel Hernández de Elche (Código de Investigación Responsable: TFG.GAF.FJVG.FMC.230420).

Instrumental y registro de datos

Para el registro de la señal electromiográfica (EMG) se utilizó un electromiógrafo de superficie Muscle Tester ME6000® (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlandia) de 8 canales, con una conversión analógico/digital de 14 bit, un filtro de banda de 8-500 Hz y una relación de rechazo al modo común de 110 dB. Asimismo, con objeto de monitorizar el movimiento del hombro en el plano frontal durante los ejercicios se utilizó un electrogoniómetro de doble eje SG-110® (Biometrics Ltd., Gwent, RU), conectado al electromiógrafo mediante un cable preamplificador (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlandia). Los datos de la señal EMG y cinemática se registraron con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y fueron enviados a través de un cable óptico a un ordenador equipado con el programa MegaWin 2.5® donde se almacenaron para su posterior análisis.

Antes del registro de los datos EMG, se colocaron dos electrodos de superficie Ag-AgCl (Arbo Infant Electrodes, Tyco Healthcare, Alemania) en configuración bipolar, sobre el vientre muscular y en sentido longitudinal de las fibras de DA, DM, DP, TR, TB y PM. Todos los electrodos se colocaron sobre el lado derecho del participante (Figura 1) y siguiendo las recomendaciones SENIAM (2017), excepto para el PM donde se utilizó como referencia el lugar de colocación utilizado previamente por Coratella et al. (2020).



Figura 1. Colocación de los electrodos sobre las porciones anterior (DA), medial (DM) y posterior (DP) del deltoides, la porción superior del trapecio (TR), el vasto medial del tríceps braquial (TB) y la porción clavicular del pectoral mayor (PM).

Para facilitar el proceso de colocación de los electrodos se marcaron con un lápiz dérmico los principales puntos anatómicos. Se rasuró la piel y se limpió con alcohol en los lugares de la piel elegidos para la colocación de los electrodos, con el objetivo de reducir la impedancia. La separación entre electrodos fue de 2,5 cm (centro-centro) en todas las parejas de electrodos. Para constatar la correcta ubicación de los electrodos se pidió al sujeto que realizase diversas contracciones y así examinar la calidad de la señal EMG.

Para obtener los valores de referencia con los que normalizar la señal EMG de los músculos anteriormente citados, se realizaron contracciones voluntarias isométricas máximas (CVIM) contra resistencia manual. Para DA se realizaron esfuerzos máximos de flexión de hombro con el codo en extensión, para DM esfuerzos máximos de abducción del hombro con el codo en extensión, para DP esfuerzos máximos de extensión del hombro con el codo en extensión, para TB esfuerzos máximos de extensión del codo con el codo en flexión de 90°, para el PM esfuerzos máximos tanto de aducción de hombro con el codo en flexión de 90°, como de flexión de hombro con el codo en extensión, y para el TR esfuerzos máximos de elevación del hombro. Se realizaron dos intentos para cada músculo, separados por 3 min de recuperación. Durante cada MVIC, los experimentadores estimularon verbalmente al participante para animarlo a conseguir su máxima activación muscular.

Tareas y procedimiento

El participante realizó seis ejercicios (en el siguiente orden) donde se combinaron diferentes posiciones del hombro (rotación interna o neutra), diferentes materiales (mancuernas o sistema de cable-polea) y diferentes direcciones de tracción (dirección inicial: horizontal o 45° respecto a la horizontal): 1) elevaciones laterales con mancuerna y el hombro en posición neutra (ELM-N; Figura 2); 2) elevaciones laterales con mancuerna y el hombro en rotación interna (ELM-R; Figura 3); 3) elevaciones laterales traccionando de un cable con una dirección inicial de 45° respecto a la horizontal y el hombro en posición neutra (ELC45H-N; Figura 4); 4) elevaciones laterales traccionando de un cable con una dirección inicial de 45° respecto a la horizontal y el hombro en rotación interna (ELC45H-R; Figura 5); 5) elevaciones laterales traccionando de un cable con una dirección inicial horizontal y el hombro en posición neutra

(ELCH-N; Figura 6); y 6) elevaciones laterales traccionando de un cable con una dirección inicial horizontal y el hombro en rotación interna (ELCH-R; Figura 7).

Durante los ejercicios, el rango de movimiento fue de aproximadamente 90° (el miembro superior comenzó en la vertical y finalizó en la horizontal) y la cadencia de la ejecución fue controlada con un metrónomo (programado a 90 latidos/minuto) y fijada a 2 latidos para la abducción del hombro (1,34 s) y 2 latidos para la aducción del hombro (1,34 s).

Se realizaron 5 repeticiones de cada ejercicio aproximadamente al 75% de la repetición máxima (RM), establecida a partir de las indicaciones de la National Strength and Conditioning Association (Baechle et Earle, 2008). Para ello se utilizaron los siguientes pesos en cada uno de los ejercicios: ELM-N: 12 kg; ELM-R: 10 kg; ELC45H-N: 11,5 kg; ELC45H-R: 7,5 kg; ELCH-N: 13 kg; y ELCH-R: 11,5 kg. El tiempo de recuperación entre ejercicios fue de 3 min.

Previo a la toma de datos EMG, el participante recibió una serie de instrucciones verbales y ejemplos visuales de cómo deberían realizarse las tareas propuestas (sin movimiento de codos y muñecas, levantando el miembro superior hasta la horizontal, colocando el hombro en posición neutra o en rotación interna, etc.). Además, se permitió un periodo de práctica para garantizar la correcta ejecución de las tareas. Durante la ejecución, los investigadores utilizaron una cámara para filmar los ejercicios y comprobar que la ejecución había sido correcta.



Figura 2. Imágenes donde se muestra al participante realizando elevaciones laterales con mancuerna y el hombro en posición neutra (ELM-N): A) posición inicial y B) posición final.

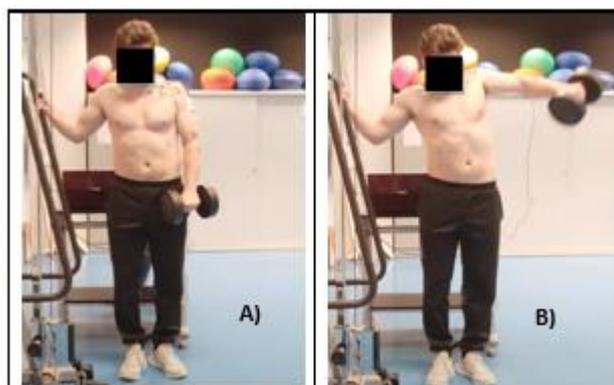


Figura 3. Imágenes donde se muestra al participante realizando elevaciones laterales con mancuerna y el hombro en rotación interna (ELM-R): A) posición inicial y B) posición final.



Figura 4. Imágenes donde se muestra al participante realizando elevaciones laterales traccionando de un cable con una dirección inicial de 45° respecto a la horizontal y el hombro en posición neutra (ELC45H-N): A) posición inicial y B) posición final.



Figura 5. Imágenes donde se muestra al participante realizando elevaciones laterales traccionando de un cable con una dirección inicial de 45° respecto a la horizontal y el hombro en rotación interna (ELC45H-R): A) posición inicial y B) posición final.

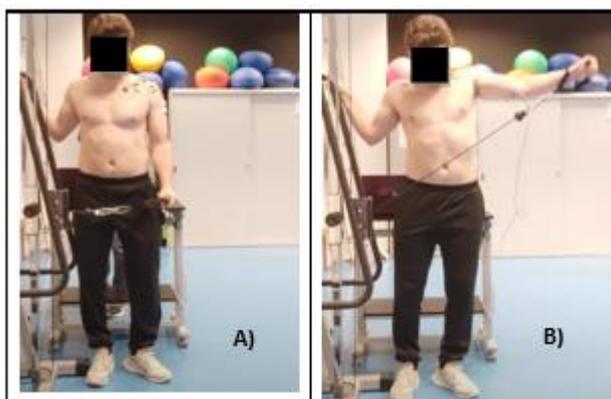


Figura 6. Imágenes donde se muestra al participante realizando elevaciones laterales traccionando de un cable con una dirección inicial horizontal y el hombro en posición neutra (ELCH-N): A) posición inicial y B) posición final.



Figura 7. Imágenes donde se muestra al participante realizando elevaciones laterales traccionando de un cable con una dirección inicial horizontal y el hombro en rotación interna (ELCH-R): A) posición inicial y B) posición final.

En el siguiente código QR (del inglés *Quick Response code*) se pueden ver los vídeos de la ejecución del participante durante el registro de la señal EMG:



Tratamiento de datos

Se revisaron los datos EMG y los datos electrogoniométricos obtenidos para detectar y eliminar posibles artefactos en las señales. A continuación, la señal EMG fue rectificadas (rectificado de onda completa) y suavizada mediante el promedio de los datos cada 0,05 s (Software MegaWin 3.0®). Posteriormente, se utilizó la señal del electrogoniómetro para seleccionar las tres repeticiones centrales de cada ejercicio y se calculó la media de la señal EMG rectificadas y suavizada para cada músculo en las repeticiones seleccionadas. Finalmente, la media de la señal EMG se normalizó respecto a los valores máximos obtenidos durante las CVIM (% CVIM).

RESULTADOS

Como se observa en la Tabla 1, el músculo con mayores niveles de activación durante la ejecución de las diferentes variaciones del ejercicio de elevaciones laterales fue TR (63,6-92,6% CVIM), seguido de DA (27,1-50,5% CVIM), DM (31,35-40,5% CVIM) y DP (13,9-26,8% CVIM). Los músculos con menores niveles de activación fueron el TB (8,9-13,8% CVIM) y el PM (3,0-6,8% CVIM).

Tabla 1. Media de la señal de EMG normalizada (%) de las porciones anterior (DA), medial (DM) y posterior (DP) del deltoides, la porción superior del trapecio (TR), el vasto medial del tríceps braquial (TB) y la porción clavicular del pectoral mayor (PM) durante la realización de las diferentes variaciones del ejercicio de elevaciones laterales.

VARIACIONES	DA	DM	DP	TR	PM	TB
ELM-N	50,5	36,7	13,9	88,1	6,8	9,3
ELM-R	45,8	40,5	21,1	92,6	5,1	10,1
ELC45H-N	34,9	33,5	18,6	68,4	4,4	8,9
ELC45H-R	27,1	31,3	19,1	67,3	3,0	9,9
ELCH-N	30,7	34,6	22,1	63,6	3,4	12,4
ELCH-R	30,2	36,3	26,8	66,5	3,6	13,8

ELM-N: elevaciones laterales con mancuerna y el hombro en posición neutra; ELM-R: elevaciones laterales con mancuerna y el hombro en rotación interna; ELC45H-N: elevaciones laterales traccionando de un cable con una dirección inicial de 45° respecto a la horizontal y el hombro en posición neutra; ELC45H-R: elevaciones laterales traccionando de un cable con una dirección inicial de 45° respecto a la horizontal y el hombro en rotación interna; ELCH-N: elevaciones laterales traccionando de un cable con una dirección inicial horizontal y el hombro en posición neutra; ELCH-R: elevaciones laterales traccionando de un cable con una dirección inicial horizontal y el hombro en rotación interna.

En relación con la comparación entre la ejecución del ejercicio con mancuernas vs. con el sistema de cable-polea, la Tabla 1 muestra mayores niveles de activación en las variaciones realizadas con mancuernas (ELM-N y ELM-R) que en las realizadas con el sistema de cable-polea (ELC45H-N, ELC45H-R, ELCH-N y ELCH-R) para los músculos DA, DM, TR y PM.

A su vez, con relación a la posición del hombro en el plano horizontal, la Tabla 1 muestra mayores niveles de activación de DP y TB en las variaciones del ejercicio realizadas con rotación interna (ELM-R > ELM-N, ELC45H-R > ELC45H-N y ELCH-R > ELCH-N) y una tendencia similar para los músculos DM y TR (ELM-R > ELM-N y ELCH-R > ELCH-N). Por otro lado, los niveles de activación de DA fueron mayores en las variaciones del ejercicio realizadas en posición neutra (ELM-N > ELM-R, ELC45H-N > ELC45H-R y ELCH-N > ELCH-R), siendo similar la tendencia para PM, aunque sus niveles de activación fueron bajos en general.

Finalmente, al comparar diferentes direcciones de tracción con el sistema de cable-polea, DM, DP y TB alcanzaron mayores niveles de activación muscular cuando la dirección inicial de tracción fue horizontal (ELCH-N y ELCH-R), mientras que TR alcanzó mayores niveles de activación cuando la dirección inicial fue de 45° respecto a la horizontal (ELC45H-N y ELC45H-R). Para el PM y el DA no se encontró un patrón claro.

DISCUSIÓN

Son escasos los estudios que han analizado la activación muscular durante la ejecución de ejercicios de elevaciones laterales, por lo que existen muchas dudas sobre cuáles son las variaciones de este ejercicio que producen mayores niveles de activación muscular. Por ello, se realizó este Trabajo Fin de Grado, cuyo objetivo principal fue analizar el efecto de la posición del hombro (rotación interna vs. neutra) y el uso de diferentes materiales (mancuernas vs. sistema de cable-polea) y diferentes direcciones de tracción (dirección inicial: horizontal vs. 45° respecto a la horizontal) sobre la activación de DA, DM, DP, TR, TB y PM.

Como muestran nuestros resultados (Tabla 1), las variaciones realizadas con mancuernas (ELM-N y ELM-R) produjeron mayores niveles de activación en DA, DM, TR y PM que las variaciones realizadas con el sistema de cable-polea (ELC45H-N, ELC45H-R, ELCH-N y ELCH-R). Sin embargo, en el estudio de Ehlers Botton et al. (2013) sólo se encontraron mayores niveles de activación en el DM. Es posible que en nuestro estudio no se hayan calculado adecuadamente las RM, lo que ha podido influir en los resultados. Además, las diferencias entre los dos estudios pueden haber sido causadas por diferencias en el nivel de intensidad de los ejercicios, en la cadencia de la ejecución o en otras características de los registros. Estudios futuros deben profundizar en las posibles diferencias en el uso de estos u otros materiales durante la ejecución de los ejercicios de elevaciones laterales.

En relación con la posición del hombro, nuestros datos mostraron mayores niveles de activación en DP y TB, y una tendencia similar para DM y TR, en las variaciones realizadas con rotación interna (Tabla 1), concordando con los resultados de Coratella et al., 2020. En este sentido, cuando existe rotación interna las fibras del DP se colocan en una disposición que posiblemente facilita su participación en la abducción del hombro. Por otro lado, el DA mostró mayores niveles de activación durante las variaciones realizadas con el hombro en posición neutra, ya que en rotación interna sus fibras se encuentran en una disposición que dificulta su contribución a la elevación del hombro. En relación con el TB, su mayor activación en rotación interna pudo deberse a que en esta posición incrementa el momento flexor del codo durante el ejercicio, lo que precisa de un incremento en la activación del TB para fijar el codo en extensión. Finalmente, la mayor activación del TR en las variaciones con rotación interna puede estar relacionada con la necesidad de elevar el hombro para incrementar el rango de movimiento al final de la abducción, hecho que puede observarse al visionar los vídeos de la ejecución del participante (código QR presentado anteriormente).

En cuanto a la dirección inicial de tracción del sistema cable-polea, nuestros datos mostraron mayores niveles de activación en DM, DP y TB cuando la dirección inicial de tracción fue horizontal. Posiblemente, la fase inicial o de aceleración del miembro superior es más compleja en estas variaciones (Figuras 6A y 7A), ya que existe mayor brazo de resistencia en comparación con las variaciones donde la dirección inicial fue de 45° respecto a la horizontal (Figuras 4A y 5A), lo que pudo originar la diferencia en la activación de los músculos referidos. Esto parece hacerse más patente al comparar las variaciones realizadas con el hombro en rotación interna (ELCH-R > ELC45H-R), ya que posiblemente la rotación glenohumeral dificulta aún más la fase inicial de la tarea. Por otro lado, TR mostró mayores niveles de activación cuando la dirección inicial de tracción fue de 45° respecto a la horizontal. Estas variaciones requieren de una acción más vertical y posiblemente de una mayor elevación del hombro durante su ejecución (Figuras 4 y 5), lo que podría explicar los resultados obtenidos en el TR, músculo elevador de la escápula.

LIMITACIONES

Aunque muchos de los resultados obtenidos se pueden justificar desde un punto de vista biomecánico y aportan información que parece útil para el diseño de ejercicios de fortalecimiento de la musculatura del hombro, sólo se registró la activación muscular de un participante por lo que es necesario realizar estudios similares en una muestra mayor que permita generalizar los resultados.

Indicar también que son escasos los estudios que han analizado la señal EMG de músculos del hombro durante la realización de diferentes variaciones de las elevaciones laterales, lo que no ha permitido contrastar la mayoría de nuestros resultados con los de estudios previos.

En cuanto a la intensidad de los ejercicios, es posible que el porcentaje real al que se ejecutaron las tareas no fuera del 75% de la RM, ya que se pudieron cometer algunos errores en la sesión realizada para determinar la RM. Además, la carga utilizada para los registros no pudo ser exactamente la calculada previamente, debido a que no pudimos utilizar incrementos de carga inferiores a medio kilogramo.

Finalmente, el participante no fue capaz de mantener la cadencia marcada por el metrónomo en algunas repeticiones. No obstante, sólo se seleccionaron las repeticiones centrales para el análisis, descartando la primera (donde el participante tenía que acoplarse al ritmo) y la última (donde el participante tenía más problemas para seguir el ritmo debido a la fatiga).

CONCLUSIONES

Según los datos que fueron obtenidos en este estudio se puede concluir que:

- Las elevaciones laterales activaron principalmente TR, DA, DM y DP.
- Las variaciones que fueron realizadas con mancuernas produjeron mayores niveles de activación que las que fueron realizadas con el sistema de cable-polea para DA, DM, TR y PM.
- En comparación con la posición neutra del hombro, la rotación interna incrementó la activación de DP y TB, principalmente, y en menor medida de DM y TR, y redujo la activación de DA.
- En las variaciones que fueron realizadas con el sistema cable-polea, las realizadas con un ángulo inicial de tracción horizontal produjeron mayores niveles de activación en DM, DP y TB y las realizadas con un ángulo inicial de tracción de 45° respecto a la horizontal produjeron mayores niveles de activación en TR.

Esta información puede ayudar en la toma de decisiones sobre la elección de aquellas variaciones del ejercicio de elevaciones laterales más adecuadas para la activación de los principales músculos agonistas del movimiento.

REFERENCIAS

Andersen, V., Fimland, M. S., Wiik, E., Skoglund, A., & Saeterbakken, A. H. (2014). Effects of grip width on muscle strength and activation in the lat pull-down. *Journal of strength and conditioning research*, 28(4), 1135–1142. <https://doi.org/10.1097/JSC.0000000000000232>

Baechle, T. R., & Earle, R. W. (Eds.). (2008). *Essentials of strength training and conditioning*. Human kinetics.

Botton, C. E., Wilhelm, E. N., Ughini, C. C., Pinto, R. S., & Lima, C. S. (2013). Electromyographical analysis of the deltoid muscle between different strength training exercises. *Medicina Sportiva*, 17(2), 67-71. <https://doi.org/10.5604/17342260.1055261>

Busra Cigercioglu, N. B., Guney-Deniz, H., Unuvar, E., Colakoglu, F., & Baltaci, G. (2021). Shoulder Range of Motion, Rotator Strength, and Upper-Extremity Functional Performance in Junior Tennis Players. *Journal of sport rehabilitation*, 30(8), 1129–1137. <https://doi.org/10.1123/jsr.2021-0038>

Campos, Y. A. C., Vianna, J. M., Guimarães, M. P., Oliveira, J. L. D., Hernández-Mosqueira, C., da Silva, S. F., & Marchetti, P. H. (2020). Different Shoulder Exercises Affect

the Activation of Deltoid Portions in Resistance-Trained Individuals. *Journal of human kinetics*, 75, 5–14. <https://doi.org/10.2478/hukin-2020-0033>

Cools, A. M., Johansson, F. R., Borms, D., & Maenhout, A. (2015). Prevention of shoulder injuries in overhead athletes: a science-based approach. *Brazilian journal of physical therapy*, 19(5), 331–339. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0109>

Coratella, G., Tornatore, G., Longo, S., Esposito, F., & Cè, E. (2020). An Electromyographic Analysis of Lateral Raise Variations and Frontal Raise in Competitive Bodybuilders. *International journal of environmental research and public health*, 17(17), 6015. <https://doi.org/10.3390/ijerph17176015>

Ehlers Botton, C., Wilhelm, E. N., Ughini, C. C., Pinto, R. S., & Lima, . C. S. (2013). Electromyographical analysis of the deltoid between different strength training exercises. *Medicina sportiva / English edition*, 17(2), S. 67-71. <https://doi:10.5604/17342260.1055261>

Escamilla, R. F., Yamashiro, K., Paulos, L., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 39(8), 663–685. <https://doi.org/10.2165/00007256-200939080-00004>

Frédéric Delavier (2012). *Guía de los movimientos de musculación*. Barcelona: Paidotribo

Gore, D. R., Murray, M. P., Sepic, S. B., & Gardner, G. M. (1986). Shoulder-muscle strength and range of motion following surgical repair of full-thickness rotator-cuff tears. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 68(2), 266–272.

Hoppe, M. W., Brochhagen, J., Tischer, T., Beitzel, K., Seil, R., & Grim, C. (2022). Risk factors and prevention strategies for shoulder injuries in overhead sports: an updated systematic review. *Journal of experimental orthopaedics*, 9(1), 78. <https://doi.org/10.1186/s40634-022-00493-9>

Kapandji, I.A. (2007). Cuadernos de fisiología articular. Tomo 1. Barcelona: Masson

Maroto-Izquierdo, S., McBride, J. M., Gonzalez-Diez, N., García-López, D., González-Gallego, J., & de Paz, J. A. (2022). Comparison of Flywheel and Pneumatic Training on Hypertrophy, Strength, and Power in Professional Handball Players. *Research quarterly for exercise and sport*, 93(1), 1–15. <https://doi.org/10.1080/02701367.2020.1762836>

Mascarin, N. C., de Lira, C. A. B., Vancini, R. L., de Castro Pochini, A., da Silva, A. C., & Dos Santos Andrade, M. (2017). Strength Training Using Elastic Bands: Improvement of Muscle Power and Throwing Performance in Young Female Handball Players. *Journal of sport rehabilitation*, 26(3), 245–252. <https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0153>

Reed, D., Cathers, I., Halaki, M., & Ginn, K. A. (2016). Does changing the plane of abduction influence shoulder muscle recruitment patterns in healthy individuals?. *Manual therapy*, 21, 63–68. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.04.014>

Saeterbakken, A. H., & Fimland, M. S. (2013). Effects of body position and loading modality on muscle activity and strength in shoulder presses. *Journal of strength and conditioning research*, 27(7), 1824–1831. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318276b873>

Schick, E. E., Coburn, J. W., Brown, L. E., Judelson, D. A., Khamoui, A. V., Tran, T. T., & Uribe, B. P. (2010). A comparison of muscle activation between a Smith machine and free weight bench press. *Journal of strength and conditioning research*, 24(3), 779–784. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181cc2237>

Struyf, F., Tate, A., Kuppens, K., Feijen, S., & Michener, L. A. (2017). Musculoskeletal dysfunctions associated with swimmers' shoulder. *British journal of sports medicine*, *51*(10), 775–780. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096847>

Townsend, H., Jobe, F. W., Pink, M., & Perry, J. (1991). Electromyographic analysis of the glenohumeral muscles during a baseball rehabilitation program. *The American journal of sports medicine*, *19*(3), 264–272. <https://doi.org/10.1177/036354659101900309>

Wilk, M., Gepfert, M., Krzysztofik, M., Golas, A., Mostowik, A., Maszczyk, A., & Zajac, A. (2019). The Influence of Grip Width on Training Volume During the Bench Press with Different Movement Tempos. *Journal of human kinetics*, *68*, 49–57. <https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0055>

Yang, S., Kim, T. U., Kim, D. H., & Chang, M. C. (2021). Understanding the physical examination of the shoulder: a narrative review. *Annals of palliative medicine*, *10*(2), 2293–2303. <https://doi.org/10.21037/apm-20-1808>

