

eISSN: 2452-5812
<http://jmh.pucv.cl/>

Recibido: 07/01/2021
Aceptado: 12/02/2021
Disponible: 02/03/2021
Publicado: 01/07/2021

Artículo original

Activación de los músculos escapulo-humerales superficiales en tres planos distintos de elevación del hombro

Activation of the superficial scapulo-humeral muscles in three different planes of shoulder elevation

Palma, Felipe H^{1*}; Cifre, MJ¹; Clemo M, Ignacio¹; Flores-León, Andrés^{1*}; Guzmán-Venegas, Rodrigo¹

Correspondencia

Felipe H Palma

Laboratorio Integrativo de Biomecánica y Fisiología del Esfuerzo, Escuela de Kinesiología, Universidad de los Andes, Chile.

fpalma@uandes.cl

Resumen

Objetivo: Comparar la actividad electromiográfica de la musculatura superficial escapulo-humeral entre los tres planos de elevación de hombro: sagital, escapular y frontal. **Métodos:** Se realizó un estudio observacional, analítico, de corte transversal. Trece participantes realizaron una elevación y descenso de hombro en los tres planos. Durante estas elevaciones, se midió la cinemática del hombro con un sistema de captura de movimiento 3D. Sincrónicamente, se registró la actividad electromiográfica del músculo serrato anterior, de las tres porciones del músculo deltoides (anterior, medio y posterior) y trapecio (superior, medio e inferior). Se comparó la actividad muscular entre los tres planos a través de una prueba de Friedman o Skillings-Mack, según ausencia o presencia de datos perdidos. **Resultados:** Las porciones anterior y posterior del músculo deltoides (anterior y posterior) y el trapecio medio mostraron diferencias entre los planos de elevación ($p < 0.05$). La porción media del deltoides se activó más en el plano frontal, al inicio de la elevación ($p < 0.05$). Los demás músculos no mostraron diferencias entre los distintos planos. **Conclusión:** Los músculos deltoides anterior y posterior y trapecio medio modifican su activación en la elevación de hombro en distintos planos. Esta información puede orientar la selectividad muscular de ejercicios utilizados en la rehabilitación de la articulación escapulo-humeral.

Palabras clave: hombro; músculos; electromiografía; fenómenos biomecánicos.

Abstract

Objective: To compare the electromyographic activity of superficial scapulo-humeral muscles between the three planes of shoulder elevation: sagittal, scapular and frontal. **Methods:** An observational, analytical, cross-sectional study was carried out. Thirteen participants performed a shoulder elevation and descent in the three planes. During these, shoulder kinematics were measured with a 3D motion capture system. Synchronously, electromyographic activity of the Serratus anterior muscle and the three portions of the deltoid (anterior, middle, posterior) and trapezius muscle (superior, middle, lower) were recorded. Muscle activity was compared between the three planes using a Friedman or Skillings-Mack test, depending on the absence or presence of missing data. **Results:** Anterior and posterior deltoid, and middle trapezius muscles showed differences between the elevation planes ($p < 0.05$). The middle portion of the deltoid was activated more in the frontal plane, at the beginning of the elevation ($p < 0.05$). The other muscles did not show differences between the different planes. **Conclusion:** The anterior, posterior deltoid and middle trapezius muscles modify their activation in the different planes of shoulder elevation. This information could guide the muscle selectivity of exercises used in scapulo-humeral rehabilitation.

Keywords: shoulder; muscles; electromyography; biomechanical phenomena.



Puntos destacables

- Se estudió el comportamiento del músculo deltoides, trapecio y serrato anterior durante la elevación de hombro en los planos sagital, escapular y frontal.
- El músculo deltoides (medio), trapecio (superior e inferior) y serrato (anterior) no modifican su amplitud entre los tres planos.
- Deltoides anterior se activa más en los primeros 120° de elevación en plano sagital.
- Deltoides posterior y trapecio medio se activan más en la elevación en plano frontal.

Introducción

El complejo articular del hombro es el segmento con mayor amplitud de movimiento en el miembro superior, aumentando la capacidad de manipular objetos¹. Esto es logrado gracias a la acción conjunta de cuatro articulaciones distintas, y asimismo, de músculos que las movilizan y estabilizan¹. Dados sus tres grados de libertad, el hombro genera movimientos simultáneamente en los tres planos². De estos, los movimientos de elevación en plano sagital, frontal y escapular, son los más utilizados en rehabilitación, debido a que replican los movimientos funcionales del miembro superior^{3,4}.

Para poder llevar a cabo una adecuada elevación de brazo, se requiere de una acción sinérgica y coordinada de los músculos que movilizan el hombro y la escápula⁵. Dentro de los músculos que movilizan el hombro, el deltoides con sus tres porciones (anterior, medio, posterior) es considerado el motor primario, ya que entrega el torque necesario para generar el movimiento⁶. Por su parte, las tres porciones del trapecio y el serrato anterior actúan como los principales rotadores escapulares en sentido superior⁷.

El movimiento coordinado del húmero y la escápula durante la elevación se conoce como ritmo escapulohumeral⁵. Se estima que, aproximadamente por cada dos grados de elevación del húmero se genera un grado de rotación superior escapular⁵, aunque esto puede ser influenciado por: variaciones individuales⁸, cargas externas^{3,9,10}, nivel de fuerza muscular¹¹, posición articular^{5,12}, fases de elevación^{9,13,14}, velocidad del movimiento¹³; presencia de alteraciones musculoesqueléticas¹⁵, y planos de elevación^{12,14,16}. Utilizando electromiografía de superficie (EMGs), se ha reconocido el efecto del ángulo de elevación⁶ o la rotación humeral^{17,18} sobre los patrones de activación de los músculos del hombro durante la elevación. Para el caso de los planos de elevación, a nuestro saber, existen solo cuatro estudios que se ha enfocado en este punto. Los estudios de O'Connell et al.¹⁹ e Ishigaki et al.²⁰ se limitan a analizar únicamente la EMGs del músculo subescapular y trapecio respectivamente. Kai et al.¹⁸, evalúan únicamente músculos del manguito rotador, pero en posiciones isométricas. Por su parte, el trabajo de Hawkes et al.²¹, realiza estas comparaciones en distintos músculos del hombro, pero sin distinguir entre las distintas etapas de la elevación.

Conocer los patrones de activación muscular de los principales músculos del hombro durante la elevación y descenso, en distintos planos, y a lo largo de todo el arco de movimiento, podría entregar una visión más completa sobre el comportamiento y sollicitación de estos músculos en esta actividad motora. Esto, puede tener dos grandes utilidades clínicas. En primer lugar, se podría contar con valores de referencia en personas sanas, los cuales pueden ser contrastados con poblaciones patológicas o con riesgo de desarrollar alguna alteración musculoesquelética a nivel del hombro, como el síndrome de pinzamiento subacromial. De hecho, existe un estudio que ha podido relacionar los patrones de activación y coordinación muscular del hombro con estas alteraciones²², por lo que profundizar en este tema puede ser de gran ayuda para poder caracterizar y distinguir a aquellas poblaciones que presenten alteraciones. En segundo lugar, debido a que en el ámbito clínico es normal solicitar a los pacientes realizar ejercicios de elevación en los distintos planos y en distintos grados de elevación, el conocer los niveles de activación

de cada uno de estos músculos por plano y por rango, facilitaría a los tratantes el poder focalizar el trabajo sobre músculos específicos según las necesidades de cada paciente. De esta forma, la prescripción de ejercicios de hombro sobre músculos específicos se podría realizar de manera más concreta, considerando tanto el plano de elevación como los rangos de elevación en que estos ejercicios se realizarían. Por esto, el objetivo del presente estudio fue comparar la actividad EMGs de la musculatura superficial escapulohumeral entre los tres planos de elevación de hombro.

Métodos

Diseño de estudio y muestra

Se realizó un estudio observacional, analítico, de corte transversal. La población de estudio consistió en hombres estudiantes universitarios entre 18 y 30 años, elegidos por conveniencia. Todos los participantes fueron inactivos físicamente según los criterios de la OMS²³. Se excluyó a aquellos voluntarios que practicaban alguna actividad deportiva con extremidades superiores (escalada, tenis, balonmano, etc.), o bien, que habían sufrido alguna lesión en este segmento dentro de los seis meses previos a la evaluación. También se excluyó a aquellas personas con historial quirúrgico en el miembro superior dominante y el tronco, o que presentaran dolor al momento de realizar la prueba. Todos los voluntarios aceptaron participar dando consentimiento informado de manera escrita. Todos los procedimientos de este estudio estuvieron en acuerdo con la declaración de Helsinki y este fue previamente aprobado por el comité ético científico local.

Protocolos de medición

Todas las evaluaciones fueron llevadas a cabo en ambiente controlado en un laboratorio. En primer lugar, se registraron los datos demográficos básicos de cada voluntario y se consideró como dominante a aquella extremidad con la que el voluntario escribía. Se preparó la piel de estos para posicionar simultáneamente los amplificadores de EMGs (DE – 2.1, Delsys inc., USA) sobre los músculos trapecio (fascículo superior, medio e inferior), deltoides (fascículo anterior, medio y posterior) y serrato anterior. Tanto la preparación de la piel como el posicionamiento de los electrodos fueron basados en las recomendaciones de SENIAM^{24,25}, salvo para el músculo serrato anterior, el cual fue basado en las recomendaciones de Criswell²⁶. Los datos de EMGs se capturaron a una frecuencia de 1000Hz, fueron amplificados con una ganancia de 1000 y pasaron por un filtro analógico pasa-banda entre 20 y 450 Hz (Bagnoli 16 canales, Delsys inc., USA). Posteriormente, a cada voluntario se le posicionaron 14 marcadores reflectantes según el modelo *Upperlimb* de Vicon, el cual incluyó los marcadores únicamente de la extremidad superior dominante. Este modelo se utilizó para obtener el ángulo de elevación de hombro durante toda la prueba. Los marcadores reflectantes fueron registrados a través de ocho cámaras infrarrojas (Vicon Motion System, UK) a una frecuencia de 100Hz. Tanto las señales cinemáticas como las de EMGs capturadas de manera sincronizada.

Los voluntarios realizaron elevaciones y descensos de su brazo dominante para cada plano: frontal, sagital y escapular. En el plano frontal se realizó un movimiento de abducción máxima; en el plano sagital de flexión; y en el plano escapular se realizó una abducción a 30° en dirección anterior al plano frontal²¹. Todos los movimientos fueron guiados por señaléticas previamente demarcadas en el laboratorio. El orden de realización de estas pruebas fue aleatorio. Utilizando un metrónomo a 1Hz, se controló la velocidad del ascenso y descenso del brazo, dando tres segundos de duración a cada fase. Se realizaron todas las pruebas necesarias hasta registrar cinco elevaciones válidas para cada plano. Finalmente, se evaluaron las contracciones voluntarias máximas de cada músculo, con el fin de normalizar las mediciones de EMGs, al porcentaje de contracción isométrica voluntaria máxima (%CIVM). Se realizaron tres CIVM por cada músculo, de cinco segundos cada una, con un descanso de un minuto entre pruebas. Los protocolos de

evaluación utilizados para la medición de las CIVM también fueron basados en las recomendaciones de SENIAM^{24,25} y Cram²⁶.

Procesamiento de datos

A todas las señales de EMGs se les eliminó su *offset* y se les aplicó un filtro digital Butterworth, pasa-bajo de 20 Hz de cuarto orden. Para determinar la amplitud de EMGs máxima, se calculó el valor de la raíz media cuadrática (RMS) en ventanas de 100 milisegundos, sin superposición, a las tres contracciones de cada músculo. El valor RMS máximo de las tres contracciones fue considerado como la amplitud EMGs máxima de cada músculo para su CIVM. Luego, para cada elevación de hombro, se analizó la señal EMGs en las siguientes ventanas de análisis: entre 5° y 30°, 30° y 60°; 60° y 90°; 90° y 120°; y 120° hasta el valor máximo, tanto para la fase de ascenso como la de descenso de hombro. En cada una de estas ventanas, se calculó el valor RMS de cada músculo, el cual fue expresado como porcentaje de su CIVM. De las cinco pruebas se analizó únicamente una, descartando aquellas que presentaran artefactos u otro tipo de contaminaciones.

Análisis estadístico

Dada la distribución no normal de los datos, se utilizó la prueba de Friedman para comparar la amplitud EMG entre los distintos planos de elevación de cada músculo, en cada ventana de análisis. Dado que algunas ventanas fueron eliminadas para los músculos en que persistieron los artefactos por movimiento, se utilizó la prueba de Skillings-Mack para aquellos músculos que hayan presentado pérdida de datos. Luego, para aquellos rangos donde se observaron diferencias significativas, se aplicó un post-test de Dunn para identificar entre qué planos existieron las diferencias. Se consideró un nivel de significación estadística a aquellos valores $p < 0.05$. Todos los cálculos fueron realizados en el software STATA/IC 14 (StataCorp LLC, USA).

Resultados

Un total de 13 voluntarios completaron las pruebas (edad: 21.2 ± 1.1 años, peso: 75.9 ± 9.3 kg, estatura: 1.76 ± 0.07 m, índice de masa corporal: 24.5 ± 1.8 kg/m²). Hubo un total de dos datos perdidos en el músculo trapecio; tres en los músculos deltoides anterior y medio; y cuatro en el músculo deltoides posterior y serrato anterior. Esta pérdida de datos se debió principalmente a artefactos por movimiento obtenidos durante la realización de la prueba.

En la figura 1, se presentan las activaciones medianas de cada músculo, en cada plano, y en cada ventana de análisis, correspondiente a distintos rangos de movimiento de elevación. Los músculos trapecio superior, inferior y serrato anterior, no mostraron diferencias significativas en su activación entre los distintos planos ($p > 0.05$). El músculo deltoides medio solo presentó mayor activación en el plano frontal, en comparación al sagital, durante la fase de ascenso inicial, entre los 30° y 60° ($p < 0.05$). El músculo deltoides anterior, mostró mayores activaciones en el plano sagital entre los 5° y 120° de elevación ($p < 0.05$), y también en el plano escapular en comparación al frontal, entre los 60° y 120° ($p < 0.05$). Por su parte, el músculo deltoides posterior mostró mayor activación en el plano escapular y frontal, entre los 5° y 90°, y los 5° y 60° de elevación respectivamente. Finalmente, el músculo trapecio medio fue el único que mostró diferencias durante la fase de descenso, mostrando mayor activación en los planos frontal y escapular entre los 120° y 30° ($p < 0.05$). Este último, también mostró mayor activación en el plano frontal durante toda la fase de ascenso ($p < 0.05$) y mayor en el plano escapular en comparación al sagital entre los 5° y 60° de elevación.

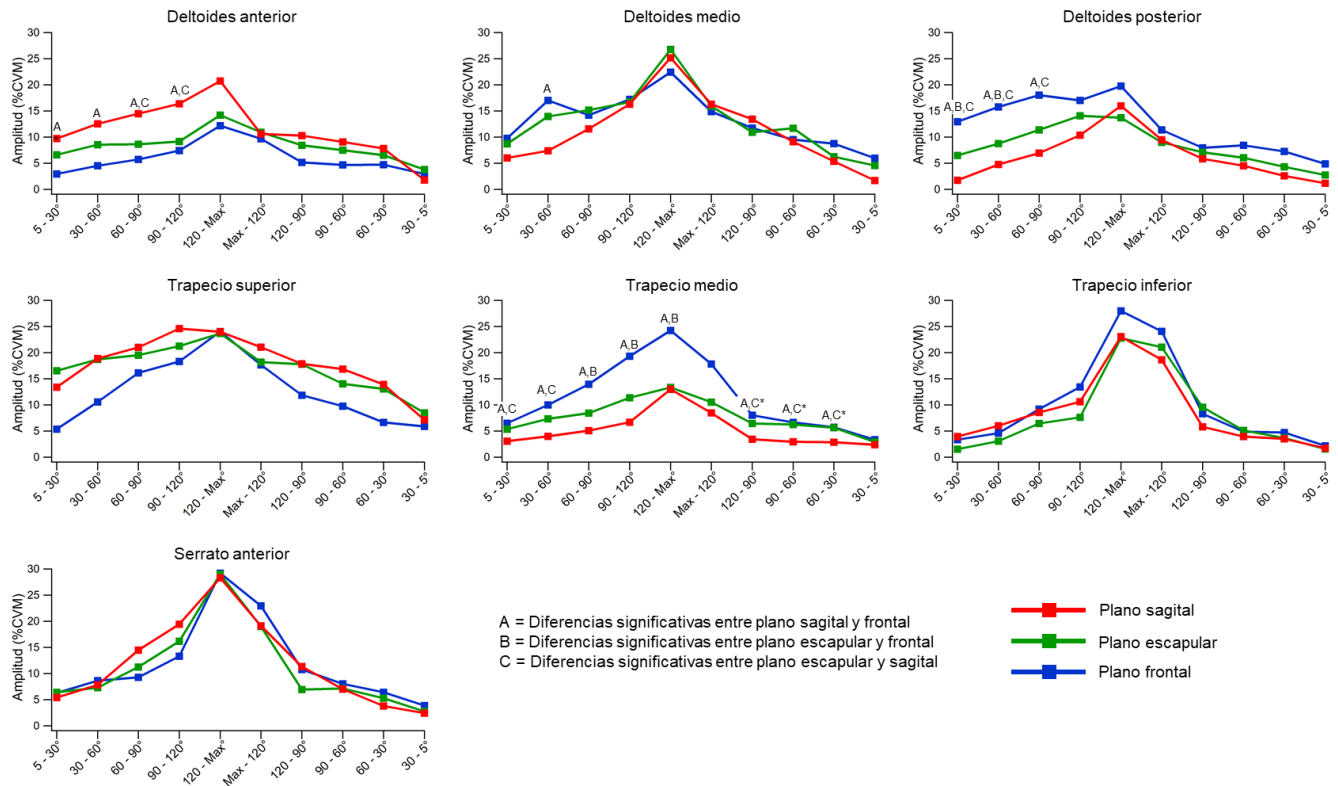


Figura 1. Activación mediana de músculos escapulohumerales durante la elevación (mitad izquierda de las figuras) y descenso (mitad derecha de las figuras) en los distintos planos de elevación de hombro. Valores expresados como porcentaje de la contracción voluntaria isométrica máxima (CVIM) v/s rangos de elevación y descenso. *Indica diferencias significativas en la prueba de Friedman, mientras que su ausencia indica diferencias significativas en la prueba de Skillings-Mack.

Discusión

El objetivo del presente estudio fue comparar la actividad EMGs de la musculatura superficial escapulohumeral entre los tres planos de elevación de hombro. En primer lugar, se observó que el músculo deltoides anterior y posterior se comportan de forma opuesta entre los planos sagital y frontal en rangos iniciales e intermedios de la elevación. Así, mientras en el plano sagital se observa la mayor amplitud de la actividad EMGs del músculo deltoides anterior en comparación a los otros planos, en el plano frontal se observa que la porción posterior de este músculo se activa significativamente más. Estos hallazgos son esperables debido a la función que ejercen estas porciones musculares según su disposición anatómica y líneas de tensión²⁷. Además, nuestros datos son semejantes a los descritos anteriormente, donde se identifica que las porciones del deltoides se activan más en la elevación que en el descenso del brazo^{21,28}. Por cuanto, el fortalecimiento de este músculo podría estar facilitado dentro de los primeros 120° de la elevación del brazo, debido al nivel de actividad mioeléctrica que genera en esta etapa de elevación.

Por otra parte, se ha descrito que el deltoides medio aumenta su nivel de activación durante la abducción en plano frontal, debido al mayor torque que se produce con el aumento de la carga del brazo de palanca²⁹. Sin embargo, en la presente investigación, esta porción muscular sólo mostró una mayor actividad de sus fibras en el plano frontal en comparación al sagital, entre los 30° y 60° grados de elevación. Posiblemente, este hallazgo está asociado a la acción que ejerce el deltoides medio en las fases iniciales de la abducción del brazo, para favorecer el impulso superior que da origen a la elevación, el cual debe ser contrarrestado por los músculos supraespinoso y subescapular^{28,30}.

Un tercer hallazgo, es la alta influencia del músculo trapecio medio en la elevación del plano frontal, asociada la activación que produce tanto en la etapa de ascenso como de descenso. Posiblemente, se deba al control que produce esta porción muscular sobre la aducción y la rotación superior de la escápula durante la abducción del hombro¹⁶. Además, esta mayor activación del trapecio medio en la fase de ascenso parece ir de la mano con una sinergia muscular junto al músculo deltoides posterior, dado que ambos grupos musculares evidencian una mayor activación en etapas similares de la elevación de hombro en el plano frontal. Esta mayor activación EMGs es la que podría permitir realizar esta abducción de forma “más forzada” considerando que el plano natural de elevación se da en movimientos más cercanos al plano escapular y sagital³¹. Este hallazgo concuerda con los reportados por Ishigaki et al.²⁰ y Hawkes et al.²¹, quienes observaron este mismo fenómeno durante toda la fase de elevación del hombro^{20,21}.

Con respecto a las demás porciones del músculo trapecio, a diferencia de Ishigaki et al.²⁰, el presente trabajo no identifica cambios en la actividad de las porciones superior e inferior del trapecio, puesto que los movimientos no fueron valorados isométricamente, más bien, esta investigación utiliza un protocolo semejante al de Hawkes et al.²¹, quienes registraron una actividad semejante en estas fibras musculares durante el movimiento dinámico del brazo^{20,21}. Esto sugiere que las contracciones isométricas podrían aumentar la actividad del trapecio, y que el entrenamiento de la elevación dinámica del brazo facilitaría la actividad coordinada de las porciones superior e inferior de este músculo, independiente del plano en que se realice.

Finalmente, el músculo serrato anterior mostró amplitudes de activación armónicas entre los distintos planos. Esta condición, que también ha sido observada anteriormente, sugiere que el serrato anterior se activa para controlar tanto concéntrica como excéntrica la rotación superior de la escápula, independiente del plano de elevación del brazo^{1,21}. Umehara et al.³², identificaron que la fatiga del serrato anterior aumenta la actividad del manguito rotador y de los otros músculos que controlan el movimiento escapular³². Por cuanto, mantener la correcta actividad de este músculo, podría reducir el riesgo de lesiones asociadas a trastornos musculares del hombro.

Del punto de vista clínico, muchos de estos hallazgos pueden ser utilizados al momento de prescribir ejercicios en estos grupos musculares. En términos generales, para el músculo deltoides, la mayor diferenciación entre sus porciones, principalmente anterior y posterior, se da en los primeros 120° de elevación. De esta forma, si se desea realizar algún ejercicio con énfasis sobre alguno de estos vientres, se sugiere realizar ejercicios de elevación de hombro en plano frontal o sagital, dependiendo si se desea dar mayor énfasis a la porción posterior o anterior respectivamente.

Para el caso del músculo trapecio medio ocurre algo similar a lo del deltoides posterior, ya que la mayor activación de este se da en plano frontal, aunque en este caso se da tanto para el ascenso como el descenso de hombro, por lo que ejercicios de elevación en este plano, independiente de los rangos en que se realicen, favorecerían la activación de esta porción muscular. Esto podría ser de utilidad para casos como disquinesia escapular, donde este músculo suele estar menos activo que pacientes controles³³.

En cuanto a las porciones superior e inferior del músculo trapecio, al igual que el deltoides medio y serrato anterior, estas no tienden a diferenciarse en las elevaciones en sus distintos planos, por lo que su sollicitación sería similar independiente de esta variable. De esta forma, si se desea lograr activaciones diferenciadas para estos músculos, se deberían utilizar otras variantes distintas a las elevaciones convencionales de hombro, ya sea utilizando ejercicios específicos como los *push-up plus* para activar más el serrato anterior³⁴, o bien, ejercicios como el encogimiento de hombros o rotaciones para activar más las porciones superiores o inferiores del trapecio respectivamente⁷.



Fortalezas y debilidades

El presente estudio no estuvo exento de limitaciones. En primer lugar, la presencia de artefactos durante los registros EMGs produjo cierta pérdida de datos. Estos artefactos se debieron principalmente a artefactos por movimiento en los últimos rangos de elevación, debido al movimiento que tenía la piel de los voluntarios por el amplio rango de elevación solicitado. Si bien, el análisis estadístico pudo llevarse a cabo con la prueba de Skillings-Mack, para futuros estudios se sugiere realizar registros limitando la elevación a alguna angulación específica, como los 120°, con el fin de impedir este tipo de eventos para así poder aplicar análisis estadísticos más robustos. En segundo lugar, la normalización de la fuerza máxima muscular se realizó mediante resistencia manual, lo que pudo haber generado diferencias en los niveles de contracción de los distintos voluntarios. Sin embargo, esto fue controlado, mediante la valoración de un único investigador durante todo el proceso. Por último, el tamaño de la muestra presentada podría no ser representativa de la población, por lo que los resultados deben ser analizados con cautela.

Conclusiones

Los músculos deltoides anterior, posterior y trapecio medio son los principales músculos que modifican su activación entre los distintos planos de elevación del hombro. Por su parte, los músculos deltoides medio, trapecio superior e inferior, y serrato anterior, presentaron pocas o nulas diferencias entre los planos. Esta información puede ser utilizada para orientar la selectividad muscular en la rehabilitación de la articulación escapulo humeral.

Referencias

1. Neumann DA. Fundamentos de Rehabilitación Física - Cinesiología Del Sistema Musculoesquelético. 1ra ed. Paidotribo; 2007.
2. Nordin M, Frankel VH. Bases Biomecánicas Del Sistema Musculoesquelético. 4ta ed. Lippincott Williams & Wilkins; 2012.
3. Camci E, Duzgun I, Hayran M, Baltaci G, Karaduman A. Scapular kinematics during shoulder elevation performed with and without elastic resistance in men without shoulder pathologies. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013;43(10):735-743. DOI:10.2519/jospt.2013.4466
4. Escamilla RF, Yamashiro K, Paulos L, Andrews JR. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports Med.* 2009;39(8):663-685. DOI:10.2165/00007256-200939080-00004
5. Scibek JS, Carcia CR. Assessment of scapulo humeral rhythm for scapular plane shoulder elevation using a modified digital inclinometer. *World J Orthop.* 2012;3(6):87-94. DOI:10.5312/wjo.v3.i6.87
6. Lin Y-L, Christie A, Karduna A. Excitability of the infraspinatus, but not the middle deltoid, is affected by shoulder elevation angle. *Exp brain Res.* 2015;233(6):1837-1843. DOI:10.1007/s00221-015-4255-3
7. Ekstrom RA, Donatelli RA, Soderberg GL. Surface electromyographic analysis of exercises for the trapezius and serratus anterior muscles. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(5):247-258. DOI:10.2519/jospt.2003.33.5.247
8. Yano Y, Hamada J, Tamai K, et al. Different scapular kinematics in healthy subjects during arm elevation and lowering: glenohumeral and scapulothoracic patterns. *J shoulder Elb Surg.* 2010;19(2):209-215. DOI:10.1016/j.jse.2009.09.007
9. McQuade KJ, Smidt GL. Dynamic scapulo humeral rhythm: the effects of external resistance during

- elevation of the arm in the scapular plane. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;27(2):125-133. DOI:10.2519/jospt.1998.27.2.125
10. Pascoal AG, van der Helm FF, Pezarat Correia P, Carita I. Effects of different arm external loads on the scapulo-humeral rhythm. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000;15 Suppl 1(SUPPL. 1):S21-4. DOI:10.1016/s0268-0033(00)00055-3
 11. Turgut E, Duzgun I, Baltaci G. Effect of trapezius muscle strength on three-dimensional scapular kinematics. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(6):1864-1867. DOI:10.1589/jpts.28.1864
 12. Crosbie J, Kilbreath SL, Hollmann L, York S. Scapulohumeral rhythm and associated spinal motion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008;23(2):184-192. DOI:10.1016/j.clinbiomech.2007.09.012
 13. Sugamoto K, Harada T, Machida A, et al. Scapulohumeral rhythm: relationship between motion velocity and rhythm. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;(401):119-124. DOI:10.1097/00003086-200208000-00014
 14. Lee SK, Yang DS, Kim HY, Choy WS. A comparison of 3D scapular kinematics between dominant and nondominant shoulders during multiplanar arm motion. *Indian J Orthop.* 2013;47(2):135-142. DOI:10.4103/0019-5413.108882
 15. Turgut E, Duzgun I, Baltaci G. Scapular asymmetry in participants with and without shoulder impingement syndrome; a three-dimensional motion analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2016;39:1-8. DOI:10.1016/j.clinbiomech.2016.09.001
 16. Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, Hassett DR, Cieminski CJ, LaPrade RF. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(2):378-389. DOI:10.2106/JBJS.G.01483
 17. Yasojima T, Kizuka T, Noguchi H, Shiraki H, Mukai N, Miyanaga Y. Differences in EMG activity in scapular plane abduction under variable arm positions and loading conditions. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40(4):716-721. DOI:10.1249/MSS.0b013e31816073fb
 18. Kai Y, Gotoh M, Madokoro K, et al. Electromyographic study of rotator cuff muscle activity during full and empty can tests. *Asia-Pacific J Sport Med Arthrosc Rehabil Technol.* 2015;2(1):36-41. DOI:10.1016/j.asmart.2014.12.001
 19. O'Connell NE, Cowan J, Christopher T. An investigation into EMG activity in the upper and lower portions of the subscapularis muscle during normal shoulder motion. *Physiother Res Int.* 2006;11(3):148-151. DOI:10.1002/pri.336
 20. Ishigaki T, Ishida T, Samukawa M, et al. Comparing trapezius muscle activity in the different planes of shoulder elevation. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(5):1495-1497. DOI:10.1589/jpts.27.1495
 21. Hawkes DH, Khaiyat OA, Howard AJ, Kemp GJ, Frostick SP. Patterns of muscle coordination during dynamic glenohumeral joint elevation: An EMG study. *PLoS One.* 2019;14(2):e0211800. DOI:10.1371/journal.pone.0211800
 22. Hawkes DH, Alizadehkhayat O, Kemp GJ, Fisher AC, Roebuck MM, Frostick SP. Shoulder muscle activation and coordination in patients with a massive rotator cuff tear: an electromyographic study. *J Orthop Res.* 2012;30(7):1140-1146. DOI:10.1002/jor.22051
 23. World Health Organization. WHO Guidelines on Physical Activity and Sedentary Behaviour.; 2020.
 24. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-374. DOI:10.1016/S1050-6411(00)00027-4
 25. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, et al. European Recommendations for Surface Electromyography: Results of the SENIAM Project. 2nd ed. Roessingh Research and Development;

- 1999.
26. Cram JR, Kasman GS. Atlas for electrode placement. In: Criswell E, ed. Cram's Introduction to Surface Electromyography. 2nd ed. Jones and Bartlett Publishers.; 2011.
 27. Kronberg M, Németh G, Broström L-A. Muscle Activity and Coordination in the Normal Shoulder. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;(257):76-85. DOI:10.1097/00003086-199008000-00016
 28. Wickham J, Pizzari T, Stansfeld K, Burnside A, Watson L. Quantifying “normal” shoulder muscle activity during abduction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(2):212-222. DOI:10.1016/j.jelekin.2009.06.004
 29. Reed D, Cathers I, Halaki M, Ginn KA. Does load influence shoulder muscle recruitment patterns during scapular plane abduction? *J Sci Med Sport.* 2016;19(9):755-760. DOI:10.1016/j.jsams.2015.10.007
 30. Levangie PK, Norkin CC. Joint Structure & Function. 4th ed. F. A. Davis company; 2005.
 31. Sheikhzadeh A, Yoon J, Pinto VJ, Kwon YW. Three-dimensional motion of the scapula and shoulder during activities of daily living. *J shoulder Elb Surg.* 2008;17(6):936-942. DOI:10.1016/j.jse.2008.04.008
 32. Umehara J, Kusano K, Nakamura M, et al. Scapular kinematic and shoulder muscle activity alterations after serratus anterior muscle fatigue. *J Shoulder Elb Surg.* 2018;27(7):1205-1213. DOI:10.1016/j.jse.2018.01.009
 33. Lopes AD, Timmons MK, Grover M, Ciconelli RM, Michener LA. Visual scapular dyskinesis: kinematics and muscle activity alterations in patients with subacromial impingement syndrome. *Arch Phys Med Rehabil.* 2015;96(2):298-306. DOI:10.1016/j.apmr.2014.09.029
 34. Kang F-J, Ou H-L, Lin K-Y, Lin J-J. Serratus Anterior and Upper Trapezius Electromyographic Analysis of the Push-Up Plus Exercise: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Athl Train.* 2019;54(11):1156-1164. DOI:10.4085/1062-6050-237-18

Filiaciones

¹Laboratorio Integrativo de Biomecánica y Fisiología Esfuerzo, Escuela de Kinesiología, Universidad de los Andes, Santiago, Chile.

Declaración de Autoría

FHP: concepción y diseño del trabajo, recolección de datos, análisis e interpretación de los datos, redacción del manuscrito, revisión crítica del manuscrito, aprobación de su versión final; MJI e ICM: concepción y diseño del trabajo, recolección de datos, redacción del manuscrito, revisión crítica del manuscrito, aprobación de su versión final; RGV: análisis e interpretación de los datos, revisión crítica del manuscrito, aprobación de su versión final; AFL: concepción y diseño del trabajo, análisis e interpretación de los datos, redacción del manuscrito, revisión crítica del manuscrito, aprobación de su versión final.

Conflicto de interés

Ninguno de los autores presentar conflicto de interés.



Copyright (c) 2021 Journal of Movement and Health. Este documento se publica con la política de Acceso Abierto. Distribuido bajo los términos y condiciones de Creative Commons 4.0 Internacional <https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/>.