PubliCE, (PubliCE) 2002

Research

Una Investigación Electromiográfica Comparativa de los Patrones de Utilización Muscular usando varias Posiciones de las Manos durante el Ejercicio Dorsales en Polea

Joseph F Signorile[1], Attila J Zink[1] y Steven P Szwed[1]

[1]*Human Perfomance Laboratory, Department of Exercise and Sport Sciences, University of Miami, Coral Gables, Florida, 33124.*

RESUMEN

Este estudio estuvo dirigido a investigar los efectos de diferentes posiciones de las manos sobre la actividad electromiográfica (EMG) de los músculos de los hombros durante la realización del ejercicio dorsales en polea. Diez hombres sanos realizaron 3 repeticiones del ejercicio dorsales en polea usando el peso de 10RM (repetición máxima) determinado experimentalmente. Fueron usadas 4 variaciones comunes diferentes del ejercicio dorsales en polea: agarre cerrado (CG), agarre en supinación (SG), agarre amplio anterior (WGA), y agarre amplio posterior (WGP). La raíz cuadrada del error cuadrático medio normalizado de la actividad EMG (NrmsEMG) del deltoide posterior derecho (PD), dorsal ancho (LD), pectoral mayor (PM), redondo mayor (TM), y cabeza larga del tríceps (TLH) fue registrada usando electrodos de superficie y normalizada usando contracciones voluntarias máximas. El análisis de varianza de mediciones repetidas para cada músculo detecto diferencias estadísticas ($p<0.05$) en la actividad bioeléctrica entre las posiciones de las manos durante las fases concéntricas y excéntricas del ejercicio. Durante la fase concéntrica, los resultados de la NrmsEMG para el LD incluyeron WGA>WGP, SG, CG. Para la TLH: WGA>WGP, SG, CG y WGP>CG, SG. Para el PD: CG, WGA, SG>WGP. Para el PM: CG, WGA, SG>WGP. Durante la fase excéntrica, el LD produjo los siguientes patrones: WGA>WGP, SG, CG y WGP>CG. El patrón TLH mostró al WGA>SG y CG. Para el PD: CG>WGA, WGP. Los resultados indican que los cambios en la posición del agarre afectan las actividades específicas de los músculos durante el movimiento de dorsales en polea. También, la realización del ejercicio dorsales en polea usando la posición de las manos WGA produce una mayor actividad muscular en el LD que cualquier otra posición de las manos durante, tanto la fase concéntrica como la excéntrica del movimiento.

Palabras Clave: dorsal ancho, entrenamiento de sobrecarga, actividad muscular

INTRODUCCION

El acto de tirar los brazos hacia abajo a los lados del cuerpo a partir de una posición arriba de la cabeza (o levantar el

cuerpo cuando los brazos están asegurados por encima de la cabeza, como en las dominadas) no juega un rol importante en la mayoría de los deportes. Pero para los nadadores que nadan estilo libre (crawl), pecho, y mariposa; gimnastas desempeñándose en las anillas, las barras horizontales, paralelas y asimétricas; los jugadores de basketball bajando un rebote; y luchadores ejecutando agarres y tomas específicas, éste movimiento de los brazos es esencial (21). Estos deportes incluyen movimientos, que dependen fuertemente de los músculos que producen aducción de la articulación del hombro. Los principales músculos implicados en este movimiento incluyen al dorsal ancho (LD), redondo mayor (TM), y pectoral mayor (PM) (6, 8, 13, 16, 18). Además de su importancia para los movimientos en deportes específicos, el desarrollo de estos músculos es también importante para promover balance funcional a la articulación del hombro y la simetría que es importante para los fisicoculturistas y los levantadores recreacionales (3, 4, 7, 10, 15).

Muchos ejercicios pueden ser prescriptos para el desarrollo de la fuerza de los músculos aductores del hombro (1, 3, 4, 7, 10, 15). Uno de tales ejercicios es dorsales en polea (9-11, 14, 19-21). Varias opciones de este ejercicio son realizadas en gimnasios. Estas variaciones implican normalmente cambios en la posición de las manos y en el recorrido de movimiento (ROM) (1, 5, 12, 19-21). Muchos artículos en revistas científicas profesionales y literatura popular han ofrecido diferentes opciones concernientes a las mejores posiciones de las manos y la barra para implicar al LD durante la realización del ejercicio dorsales en polea (1, 5, 12, 19-21). Las diferencias en la opinión entre los profesionales de la aptitud física fueron ilustradas por una encuesta on-line realizada por la Asociación Nacional de Fuerza y Acondicionamiento. Cuando se les preguntó si el ejercicio dorsales en polea hacia delante o hacia atrás era superior para desarrollar el LD, 150 miembros estuvieron a favor de la posición hacia atrás, mientras que 903 miembros votaron a favor del ejercicio hacia delante. Existen pocos estudios controlados que hayan examinado al ejercicio dorsales en polea (19), y ningún estudio ha examinado el efecto de la posición de las manos sobre patrones de reclutamiento muscular específicos durante la realización del ejercicio. De este modo, el propósito de este estudio fue investigar los efectos de 4 posiciones de las manos comúnmente usadas sobre la actividad de músculos específicos durante la realización del ejercicio dorsales en polea.

METODOS

Acercamiento Experimental al Problema

Los artículos en revistas científicas profesionales y periódicos de aptitud física han discutido la superioridad de varias posiciones de las manos para reclutar al LD durante el ejercicio de dorsales en polea (1, 5, 12, 19-21). Nosotros usamos 4 de las posiciones de las manos más comúnmente usadas para examinar cual agarre provoca los mayores niveles de actividad eléctrica en el LD y 4 otros músculos accesorios. Las señales electromiográficas (EMG) fueron recolectadas a partir de cada músculo durante la realización del ejercicio dorsales en polea bajo cada condición usando la misma cadencia. De acuerdo a la convención, la raíz cuadrada del error cuadrático medio de la señal EMG (rmsEMG) fue usado para cuantificar el nivel promedio de actividad eléctrica producida durante cada condición (2). Las señales fueron normalizadas para reducir el efecto de las variaciones en la amplitud de la señal entre los músculos y los sujetos. Estas variaciones pueden resultar de diferencias en la superficie de preparación, temperatura, y otros factores que afectan la impedancia eléctrica de la superficie de los electrodos (2). Las comparaciones fueron hechas entre posiciones de las manos dentro de cada músculo. Todas las evaluaciones fueron realizadas en el mismo día, y los órdenes de las evaluaciones de los ejercicios y las contracciones isométricas usadas para la normalización fueron al azar para reducir el efecto de cualquier efecto de orden. Estos procedimientos fueron diseñados para establecer la efectividad de cada ejercicio que apuntaba a músculos específicos debido a que todavía existen ciertas controversias con respecto a su eficacia y seguridad relativa.

Sujetos

Diez hombres sanos de entre 18 y 50 años (27±2.4 años) con un mínimo de 1 año de experiencia en entrenamiento con sobrecarga (5.9±4.6 años) se ofrecieron voluntariamente como sujetos. Cada sujeto completó una historia médica y un cuestionario de ejercicio y fue revisado buscando historia de lesiones de la espalda, dolor de espalda crónico, y desórdenes musculoesqueléticos o neurológicos. Los procedimientos de evaluación fueron aprobados por el Subcomité para la Protección de Sujetos Humanos de la Universidad de Miami. Todos los sujetos completaron un formulario de consentimiento informado aprobado por la universidad antes de su participación.

Equipo

Los sujetos realizaron el ejercicio dorsales en polea en un sistema con cable de dorsales en polea estándar (Spartan, Minneapolis, MN), mientras que la EMG fue registrada usando un par de electrodos de superficie en forma de disco pregelados con Ag/AgCl descartables (Eaton Electrode, Manchester, MI) colocados en el deltoides posterior derecho (PD), LD, PM, TM y cabeza larga del triceps (TLH). Los pares de electrodos fueron posicionados inmediatamente distales al

punto motor, apartados 2cm, y paralelos a las fibras musculares subyacentes, con el electrodo de referencia colocado en la clavícula. Los puntos motores fueron localizados usando un estimulador de bajo voltaje transportando pulsos de 1 milisegundo de progresivamente menor intensidad a una tasa de 0.5Hz (17).

La superficie de la piel en cada sitio fue afeitada, lijada con papel abrasivo liviano y limpiada con alcohol para quitar los tejidos superficiales muertos y aceites que podrían reducir la fidelidad de la señal.

Las señales EMG en bruto fueron recolectadas usando un sistema telemétrico de EMG radiofónico (Noraxon USA, Scottsdale, AZ) con una impedancia de entrada de 2MΩ y una relación de rechazo de modo común (CMRR) de 100dB. La entrada fue establecida a 2000, con un paso de banda filtrando entre 1 y 500Hz. Las señales fueron muestreadas a una velocidad de 1024Hz, digitalizadas usando un convertidor A/D de 16-bit (DataPac, Laguna Beach, CA) y almacenadas usando una microcomputadora. Las señales registradas fueron examinadas con el uso del software Lab View (DataPac, Laguna Hills, CA) y la raíz cuadrada del error cuadrático medio de las rmsEMG fue usado para evaluar la amplitud de las señales como una medición de la actividad muscular promedio (2).

Procedimientos

Aproximadamente 1 semana antes de las evaluaciones, los sujetos fueron preevaluados y fueron registradas mediciones de talla, peso y longitud de los miembros. Para medir las longitudes de los miembros fue utilizada una cinta de la siguiente manera: desde el ganchoso hasta el proceso del olécranon para el antebrazo, desde el proceso del olécranon hasta el proceso biacromial para el brazo, y desde el proceso acromial hasta la C7 para el diámetro biacromial. Fueron determinadas 10RM (repetición máxima) para cada sujeto durante la realización del ejercicio dorsales en polea usando cada una de las diferentes variaciones comunes de dicho ejercicio: agarre cerrado (CG), agarre en supinación (SG), agarre amplio anterior (WGA), y agarre amplio posterior (WGP). Estas posiciones están ilustradas en la Figura 1 a-d. El ejercicio dorsales en polea CG fue realizado con una barra en V y, de este modo, el ancho del agarre era fijo. El ejercicio dorsales en polea SG, WGA, y WGP fue realizado usando una barra para dorsales en polea estándar con las posiciones de las manos determinadas de la siguiente manera: la variante SG fue realizada con un agarre en supinación, y el diámetro biacromial fue usado para la distancia entre las manos. Las variantes WGA y WGP fueron realizadas con un agarre en pronación, y la distancia entre las manos fue igual a la distancia de la parte de afuera de un puño cerrado hasta la séptima vértebra cervical (C7). Esto fue hecho con el brazo abducido recto al nivel del hombro (de manera similar a las técnicas de determinación del ancho del agarre en el arranque). Todos los levantamientos anteriores (CG, SG, y WGA) fueron conducidos desde una extensión completa de los brazos hasta el contacto de la barra con el pecho, y el levantamiento posterior (WGP) fue realizado a partir de una extensión completa de los brazos hasta el contacto de la barra con la C7. Todos los sujetos fueron instruidos para mantener sus escápulas relajadas durante el levantamiento posterior para evitar la flexión cervical excesiva. También fueron instruidos para mantener la lordosis postural normal de la región lumbar durante el levantamiento anterior.

En el día de evaluación, fueron determinadas contracciones voluntarias máximas (MVCs) de los músculos que iban a ser evaluados haciendo que los sujetos realizaran contracciones bilaterales isométricas usando los siguientes procedimientos: PD, tirando hacia atrás contra el cable usando una posición de remo sentado con un agarre en pronación, los brazos paralelos al piso, y los hombros horizontalmente flexionados hasta aproximadamente 10º; LD, tirando hacia abajo usando una posición de remo sentado con SG, los codos mantenidos a aproximadamente 90º y los brazos paralelos al piso; PM, empujando medialmente mientras se estaba sentado en una máquina para hacer apertura (Nautilus, Independence, VA) con los hombros abducidos a 90º y los codos flexionados a 90º; TM, los hombros aducidos horizontalmente contra una resistencia manual; TLH, realizando una extensión de tríceps parado con un agarre en pronación y los codos flexionados a 90º. Cada contracción fue mantenida constante durante 6 segundos, y los datos EMG fueron recolectados durante los últimos 3 segundos. El orden de los ejercicios fue asignado al azar, y a los sujetos se les proporcionó un mínimo de 2 minutos entre los levantamientos para minimizar los efectos de la fatiga.

Antes de las evaluaciones, fue determinado el ROM completo para cada levantamiento, y un interruptor con marcador magnético fue colocado en los soportes estructurales de la máquina de dorsales en polea en el punto más alto y más bajo del rango de movimiento de cada sujeto. Fue colocado un imán en la parte superior de los lingotes de la máquina, un zumbador eléctrico sonaba cuando el lingote pasaba los interruptores magnéticos marcando la parte superior e inferior del ROM de cada sujeto. El zumbador también producía un pico de voltaje registrado durante la recolección de EMG para permitir la separación del levantamiento en sus fases concéntrica y excéntrica. Los sujetos fueron instruidos para no invertir la dirección del levantamiento hasta que el zumbador sonara. Los sujetos realizaban 3 repeticiones en cada condición de una forma controlada a través de todos sus respectivos ROM, siendo las dos partes concéntricas y excéntricas del levantamiento ejecutadas por una duración de 2 segundos. El orden de los levantamientos fue asignado al azar y a los sujetos se les proporciono un descanso de 2 minutos entre cada levantamiento para minimizar los efectos de la fatiga.

Análisis Estadísticos

Fue usado un análisis de varianza de factor único (ANOVA) para detectar diferencias significativas ($p \leq 0.05$) entre las cargas de 10RM promedio usadas para cada posición de las manos. Las rmsEMG de cada músculo en cada posición de las manos fueron normalizadas usando la rmsEMG de cada MVC recolectada en el día de evaluación. Fueron usados análisis ANOVA de mediciones repetidas para detectar diferencias significativas ($p \leq 0.05$) en los valores de rmsEMG normalizados promedio (NrmsEMG) entre las 4 posiciones de las manos durante las fases excéntrica y concéntrica del ejercicio. Cuando fue apropiado, fue usado un test post hoc para diferencias significativas Tukey para determinar cual posición de las manos difería en la actividad de la NrmsEMG promedio para cada músculo. Todos los procedimientos estadísticos fueron conducidos usando el paquete estadístico SAS (SAS Institute Inc., Cary, NC).

RESULTADOS

La carga de 10RM promedio determinada para cada condición fue WGA=64.0±9.9kg; WGP=59.4±8.7kg; CG 64.0±7.5kg; y SG=63.1±8.9kg. No fueron detectadas diferencias significativas ($p < 0.05$) entre las cargas de 10RM.

Los valores medios de NrmsEMG para LD, PM, PD y TLH fueron estadísticamente diferentes ($p \leq 0.05$) durante las fases concéntricas de los ejercicios. Las representaciones gráficas de los datos de NrmsEMG promedio para cada músculo evaluado son presentadas en la Figura 2. Fue detectada una actividad NrmsEMG significativamente mayor para el LD durante la posición WGA en comparación con las posiciones WGP, SG, y CG, mientras que no fueron detectadas diferencias significativas entre las otra tres posiciones (Figura 2a). Para el PM, no fueron detectadas diferencias significativas en el NrmsEMG entre las posiciones CG, SG, y WGA o entre las posiciones SG, WGA, WGP; sin embargo, fue observada una actividad NrmsEMG significativamente mayor durante la posición CG en comparación con la posición WGP (Figura 2b). El PD mostró una actividad NrmsEMG similar durante las posiciones CG, SG, y WGA. La posición WGP produjo una actividad eléctrica significativamente menor en el PM que cualquiera de las otras 3 posiciones ($p \leq 0.05$) (Figura 2c). El TLH presentó una actividad NrmsEMG estadísticamente mayor ($p \leq 0.05$) para la posición WGA en comparación con las posiciones WGP, CG, y SG (Figura 2d). La posición WGP también produjo mayor actividad NrmsEMG en el TLH que cualquiera de las posiciones CG o SG (Figura 2d). No fueron detectadas diferencias significativas entres las posiciones CG y SG para el TLH. Para el TM, no fueron encontradas diferencias entre ninguna de las posiciones de las manos evaluadas (Figura 2e).

También fueron detectadas diferencias significativas en los valores de NrmsEMG medios para LD, PD, y TLH durante la fase excéntrica del ejercicio ($p \leq 0.05$). Los gráficos de los datos de NrmsEMG medios para cada músculo evaluado durante la fase excéntrica son presentados en la Figura 3. Fue detectada una actividad NrmsEMG significativamente mayor ($p \leq 0.05$) en el LD para la posición WGA en comparación con las posiciones WGP, SG, y CG. El nivel de actividad durante la posición WGP no fue significativamente mayor que el producido durante la posición SG, pero fue significativamente mayor que el producido durante la posición CG (Figura 3a). Para el PD, no fueron detectadas diferencias significativas entre las posiciones CG y SG o entre las posiciones SG, WGA, y WGP. El PD demostró mayor actividad NrmsEMG ($p \leq 0.05$) durante la posición CG que durante las posiciones de las manos WGA o WGP (Figura 3c). Para el TLH no fueron observadas diferencias significativas entre las posiciones WGA y WGP o entre las posiciones WGP, SG y CG. El TLH mostró una mayor actividad NrmsEMG ($p < 0.05$) para la posición WGA en comparación con las posiciones SG y CG (Figura 3d). No fueron detectadas diferencias significativas en la NrmsEMG entre cualquiera de las posiciones de las manos para PM o TM (Figura 3b, e).

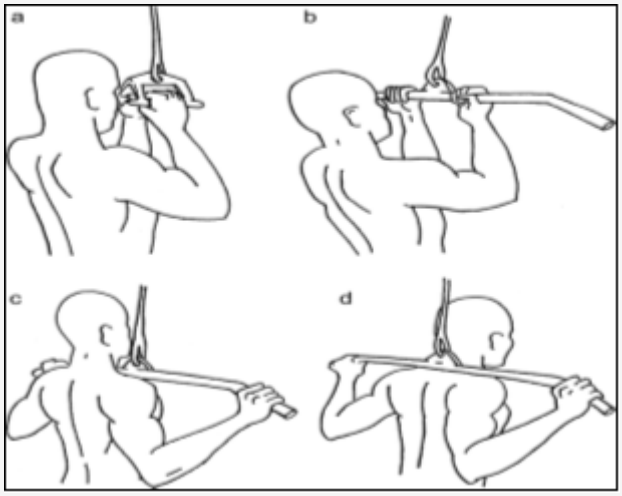


Figura 1. *Posiciones de las manos examinadas durante el ejercicio dorsales en polea: (a) agarre cerrado, (b) agarre en supinación, (c) agarre amplio anterior, y (d) agarre amplio posterior.*

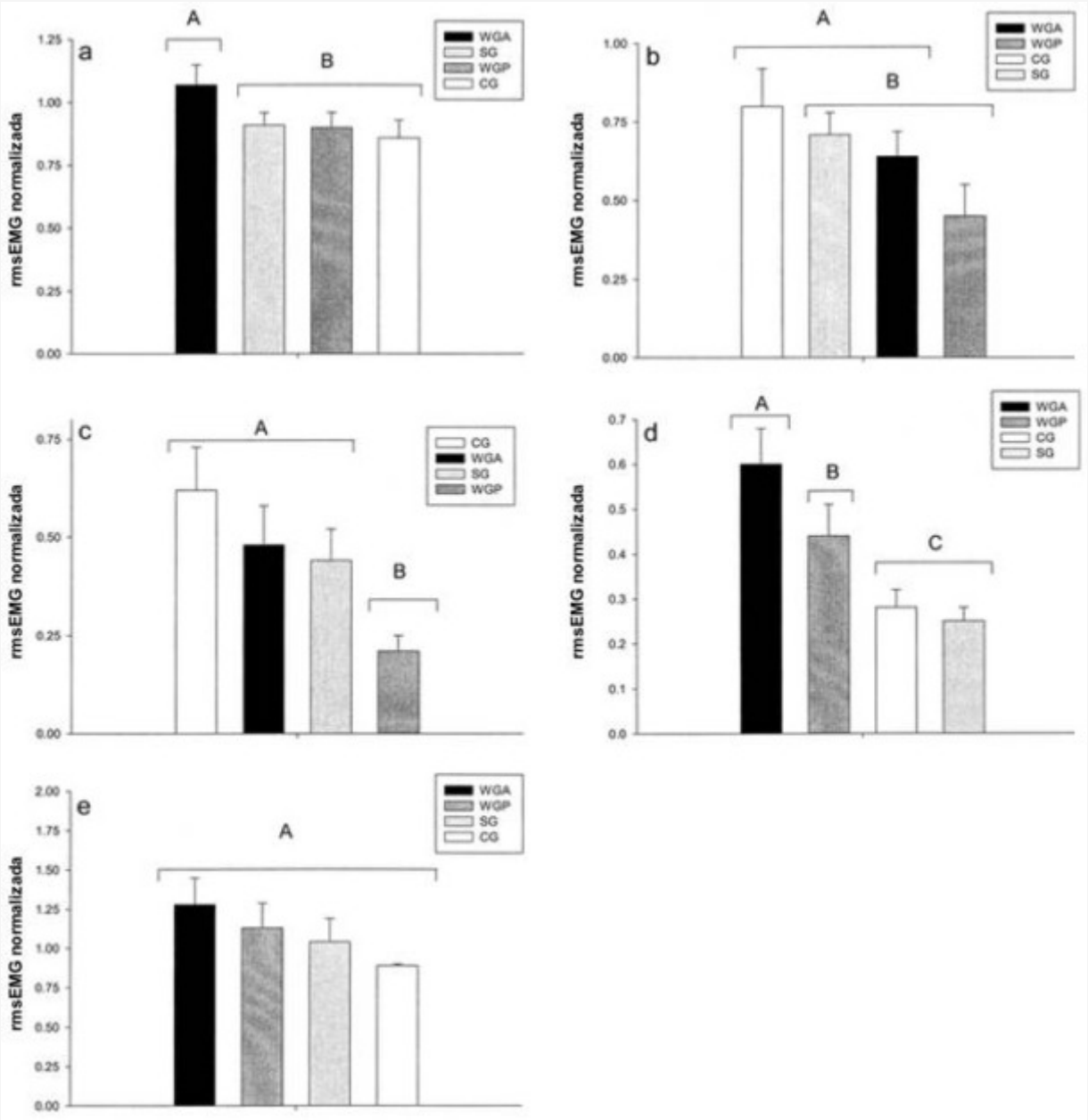


Figura 2. *Valores promedio de NrmsEMG para el dorsal ancho (a), pectoral mayor (b), deltoides posterior (c), cabeza larga del tríceps (d), y redondo mayor (e) durante las fases concéntricas de los levantamientos. Las barras encerradas por corchetes con letras diferentes indican diferencias significativas (p≤0.05). WGA=agarre amplio anterior; WGP=agarre amplio posterior; SG=agarre en supinación; y CG=agarre cerrado.*

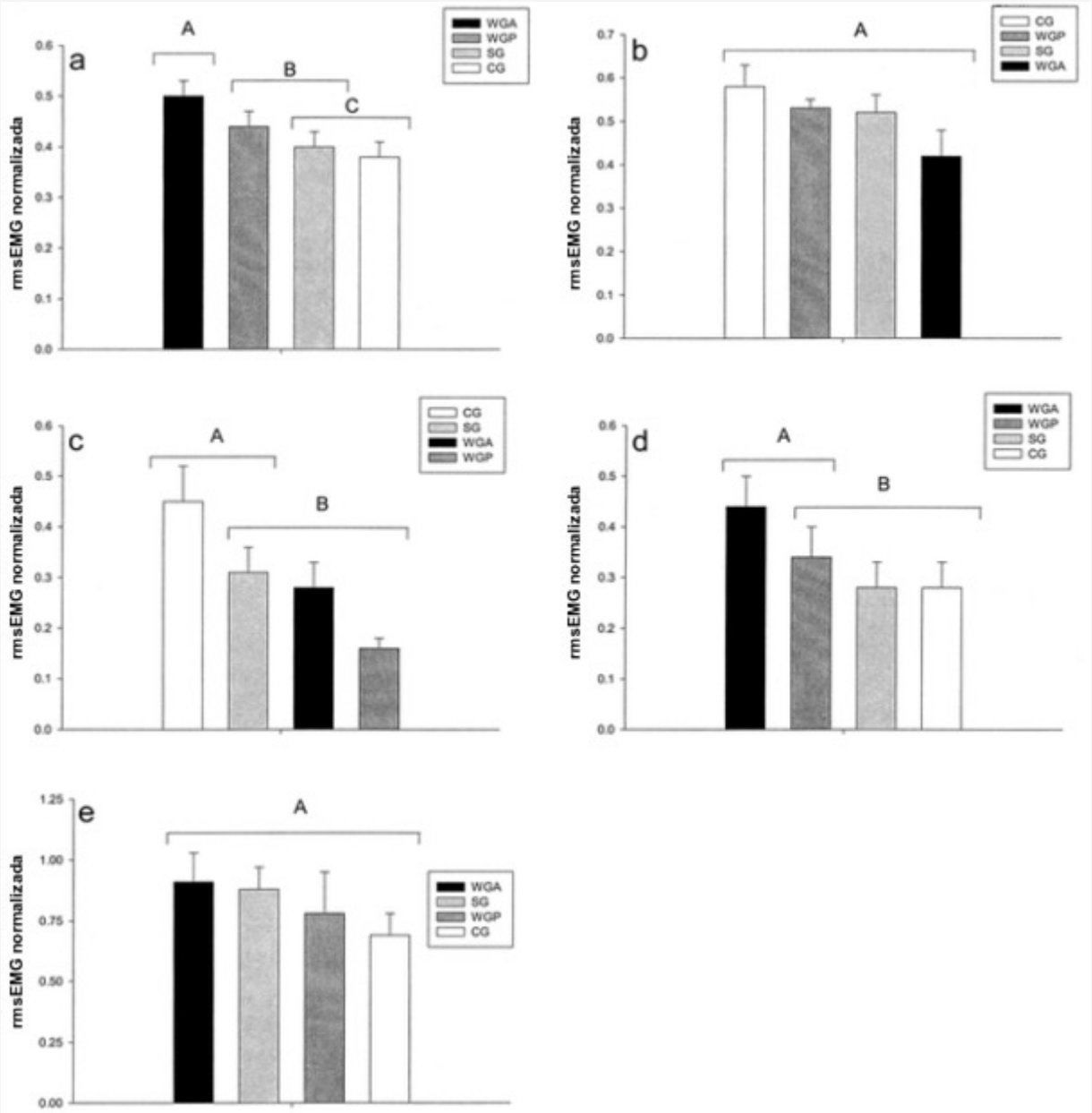


Figura 3. *Valores promedio de NrmsEMG para el dorsal ancho (a), pectoral mayor (b), deltoides posterior (c), cabeza larga del tríceps (d), y redondo mayor (e) durante las fases excéntricas de los levantamientos. Las barras encerradas por corchetes con letras diferentes indican diferencias significativas (p≤0.05). WGA=agarre amplio anterior; WGP=agarre amplio posterior; SG=agarre en supinación; y CG=agarre cerrado.*

DISCUSION

Antes de examinar la actividad EMG de los músculos seleccionados evaluados en este estudio, es apropiado examinar las diferencias inherentes que existen en los levantamientos mismos. Las cargas usadas durante la realización del ejercicio dorsales en polea para las posiciones WGA, CG, y SG (64kg, 64kg, y 63kg, respectivamente) fueron mayores que las usadas durante la posición WGP (59.4kg). Aunque esta diferencia no fue estadísticamente significativa, hubo una tendencia hacia el uso de menores cargas durante la ejecución del ejercicio dorsales en polea con la posición de las manos WGP que en las otras posiciones. Estos datos sugieren que la realización de dorsales en polea tirando la barra hacia delante (hacia el pecho) provee alguna ventaja mecánica, permitiendo que sean movidas mayores cargas durante estos ejercicios que si la barra es tirada hacia atrás (a la parte posterior de cuello). Fue usada una carga de 10RM, en vez de una carga estandarizada, para cada condición en un intento de asegurar que cada sujeto realizara un esfuerzo máximo durante cada

tratamiento. Adicionalmente, la carga usada durante el entrenamiento sería relativa a la capacidad de los músculos de trabajar en esa posición y no tendría el mismo valor absoluto para cada posición de las manos. Aunque una carga estandarizada ha sido representativa de un esfuerzo máximo en algunas posiciones, no ha tenido la magnitud suficiente para proporcionar un esfuerzo máximo en otras posiciones y no hubiera simulado las verdaderas condiciones de levantamiento. Un promedio de una carga 4.5kg menor fue usada durante la posición de las manos WGP que durante las otras posiciones de las manos. Si estas diferencias existen entre los levantamientos como cuando son practicados bajo condiciones normales de trabajo, las diferencias en las actividades rmsEMG para los músculos específicos a través de las condiciones de levantamiento pueden ahora ser discutidas.

Aunque durante este estudio no fueron hechas mediciones cinemáticas directas, pueden ser hechas afirmaciones generalizadas concernientes al efecto de varios agarres sobre el rol del brazo en la articulación glenohumeral. Esto puede proveer alguna explicación para los patrones de reclutamiento observados por los músculos que cruzan la articulación del hombro y se unen al húmero.

Los datos del LD recolectados usando cada una de las posiciones durante las fases excéntrica y concéntrica del levantamiento indican que la posición WGA produjo una mayor actividad eléctrica que cualquier otra posición evaluada. Durante la fase concéntrica del levantamiento, la NrmsEMG del LD fue similar para todas las posiciones de las manos restantes, mientras que durante la parte excéntrica de los levantamientos, las condiciones WGP y SG produjeron resultados similares y las condiciones SG y CG fueron también similares. Pero la posición WGP produjo una NrmsEMG significativamente mayor que durante la posición CG. Cuando se compara la condición WGA con la SG y CG, la posición WGA requiere una mayor abducción y abducción horizontal que las otras 2 condiciones. Las funciones del LD incluyen la aducción del brazo a partir de una posición de abducción, abducción horizontal, y extensión a partir de una posición flexionada. Dadas estas funciones, parece que la posición inicial de la WGA, la cual coloca al brazo en una posición más horizontalmente abducida a través de todo el ejercicio, incrementa la dependencia sobre el LD en comparación con las posiciones SG y CG. Evidentemente, la posición WGP, aunque demanda un grado aún mayor de abducción horizontal, no requiere que el individuo produzca el mismo grado de extensión que en la posición WGA, debido a su recorrido de movimiento más lineal a lo largo del plano sagital detrás del cuello. En la posición WGP, hay también un mayor nivel de depresión de la cintura escapular. Esto podría incrementar el énfasis de los grupos musculares trapecio bajo y romboides a costa de actividad del LD. Los resultados de este estudio coinciden con los de aquellos reportados por Wills et al. (19), los cuales indicaron que el agarre amplio, ya sea anterior o posterior, provoca un mayor nivel de actividad eléctrica en el LD que el agarre CG. Estos investigadores también indicaron que un agarre amplio anterior produjo una mayor actividad en la porción lateral del LD que un agarre amplio posterior. Aunque el presente estudio mostró que la posición WGA produjo mayores niveles de actividad que la posición WGP, no es posible hacer una comparación exacta entre los resultados debido a las diferencias en la colocación de los electrodos y en el diseño experimental entre los 2 estudios.

El patrón de actividad NrmsEMG para el TM, aunque no produjo diferencias significativas entre las posiciones de las manos, siguió un patrón similar al del LD. Interesantemente, los datos de las contracciones excéntricas para el TM reflejaron los datos concéntricos para el LD y los datos excéntricos del TM reflejaron aquellos producidos por el LD durante la fase concéntrica del levantamiento. Estas similitudes son esperadas debido a que el rol del TM como músculo que ayuda al LD en la aducción y extensión del húmero. Su menor tamaño y ángulo de tracción más horizontal puede explicar, hasta cierto grado, los cambios más sutiles observados entre las posiciones de las manos para el TM en comparación con el LD. Además, Kraemer y Schmotzer (9) señalaron que la máxima actividad del TM no ocurre hasta una elevación del húmero de 90º, indicando que el mismo produciría una menor actividad NrmsEMG que el LD a través una gran parte del levantamiento. Finalmente, su origen en el tercio inferior del borde lateral de la escápula reduce su nivel de actividad cuando la escápula no está estabilizada o cuando está rotada hacia abajo.

Los patrones observados para el TLH durante las partes excéntricas y concéntricas de los levantamientos son indicativos de su función como extensor del húmero y su sitio de inserción en el tubérculo infraglenoideo debajo del labio inferior de la fosa glenoidea de la escápula y el proceso del olécranon de la ulna. Para las fases excéntrica y concéntrica de los levantamientos, la WGA produjo los mayores niveles de actividad eléctrica. Para la fase concéntrica esta diferencia fue significativamente mayor que para todas las otras condiciones, mientras que la para la fase excéntrica la WGA produjo una mayor activación que la CG y SG, pero una actividad no significativamente mayor que la condición WGP. La condición WGP produjo una actividad similar a la de las condiciones SG y CG durante la fase excéntrica y produjo una actividad significativamente mayor que estas condiciones durante la fase concéntrica. El incremento de la actividad producida por las dos posiciones de agarre amplias puede ser debido a la mayor tensión colocada sobre los músculos debido al incremento de su longitud a medida que el húmero es abducido. Debido a que las escápulas están tiradas hacia atrás durante el WGP en comparación con el WGA, esta longitud esta de alguna manera reducida y la función extensora del TLH es menos enfatizada. Este hecho, en conjunción con los menores valores NrmsEMG esperados durante las contracciones excéntricas vs. concéntricas puede haber sido responsable de la falta de significancia observada entre las posiciones WGA y WGP durante la fase excéntrica del levantamiento.

Para el PM el patrón fue similar para las fases excéntrica y concéntrica. La actividad eléctrica fue mayor para la condición CG, seguida por las condiciones SG, WGA, y WGP. Como en los otros músculos examinados en este estudio, este patrón fue dictado por la función biomecánica de los músculos. Las principales funciones del PM son la aducción horizontal, rotación interna, aducción y flexión del húmero. Como pudo ser observado por el patrón de disparo, la posición de la mano enfatiza mayormente la aducción horizontal y la rotación interna, la condición CG, produjo el mayor nivel de actividad eléctrica en este músculo. A medida que el húmero se abducía más (SG