

Article

Press por Encima de la Cabeza Frontal vs Posterior y con Barra vs con Máquina: Un Análisis Electromiográfico e Implicaciones para el Entrenamiento de la Fuerza

Giuseppe Coratella¹, Stefano Longo¹, Fabio Esposito^{1,2} y Emiliano Cè^{1,2}¹Department of Biomedical Sciences for Health, Università Degli Studi di Milano, Milan, Italy²IRCSS Galeazzi Orthopedic Institute, Milan, Italy

RESUMEN

El press por encima de la cabeza se realiza comúnmente para reforzar los músculos que rodean los hombros. Sin embargo, se pueden ejecutar muchas variaciones del press de hombros, variando así los estímulos para cada músculo. Por lo tanto, el estudio actual comparó la excitación de los músculos durante un press por encima de la cabeza realizado con la barra pasando por delante o por detrás de la cabeza o usando una máquina de press de hombros. Ocho fisicoculturistas competitivos realizaron en orden aleatorio un press militar con barra frontal (BMP frontal) o posterior (BMP posterior) y press de hombros frontal (MSP frontal) con agarre neutral o posterior con máquina (MSP posterior). Se registró la raíz cuadrática media (RMS) electromiográfica de superficie normalizada del deltoides anterior, medial y posterior, trapecio superior, pectoral mayor y tríceps braquial durante las fases ascendente y descendente. Durante la fase ascendente, el deltoides anterior mostró una mayor RMS en el posterior-BMP que en el posterior-MSP [ES: 1.42, (95% intervalo de confianza 0.32/2.51)]. El deltoides medial mostró una mayor RMS en el BMP posterior que en el BMP frontal [ES: 3.68 (2.07/5.29)] y que en el MSP posterior [ES: 7.51 (4.73/10.29)]. El deltoides posterior mostró una mayor RMS en el BMP posterior que en el BMP frontal [ES: 9.00 (5.73/12.27)]. El pectoral mayor mostró una mayor RMS en BMP frontal que en BMP posterior [ES: 3.11 (1.65-4.56)] y en MSP frontal que en el MSP posterior [ES: 20.52 (13.34/27.70)]. Durante la fase descendente, el deltoides anterior estaba más excitado en el BMP posterior en comparación con el BMP frontal [ES: 7.66 (4.83/10.49)]. El deltoides medial mostró una mayor RMS en el BMP posterior que en BMP frontal [ES: 4.56 (2.70/6.42)]. El deltoides posterior mostró una mayor RMS en el BMP posterior que en el BMP frontal [ES: 8.65 (5.50/11.80)]. El pectoral mayor mostró una mayor RMS en el BMP frontal que en el BMP posterior [ES: 4.20 (2.44/5.95)]. No se observaron diferencias entre ejercicios para el trapecio superior. Realizar press posterior por encima de la cabeza mejora la excitación del deltoides medial y posterior y parcialmente anterior, mientras que hacerlo por la parte delantera por encima de la cabeza favorece el pectoral mayor. El press por encima de la cabeza realizado con barra excita los músculos más que el uso de una máquina para estabilizar la trayectoria de la carga externa. Diferentes variaciones del press por encima de la cabeza parecen proporcionar diferentes estímulos a los músculos de los hombros y pueden usarse en consecuencia durante la rutina de entrenamiento.

INTRODUCCIÓN

El entrenamiento de la fuerza se usa ampliamente para aumentar la fuerza muscular e inducir adaptaciones estructurales (Coratella y Schena, 2016; Schoenfeld y cols., 2016). Dado que cada ejercicio proporciona un estímulo mecánico único para los músculos específicos y abarca un patrón neuronal único, comprender cómo excita cada ejercicio (Vigotsky y cols., 2018) a los músculos involucrados podría ayudar a elegir los ejercicios dentro de una sesión determinada según los objetivos. Cuando el propósito es estimular los músculos que rodean los hombros, el press por encima de la cabeza es uno de los ejercicios multiarticulares más utilizados (Ichihashi y cols., 2014; McKean y Burkett, 2015; Williams y cols., 2020). En particular, la rotación escapular simultánea hacia arriba (Ichihashi y cols., 2014), junto con la abducción del húmero y la extensión del codo (Paoli y cols., 2010; Saeterbakken y Fimland, 2013) hacen que el press militar sea adecuado para estimular el trapecio superior, los deltoides y el tríceps braquial.

Cuando se realiza un press por encima de la cabeza con una barra, la barra puede pasar por delante o por detrás de la cabeza, lo que da como resultado un press militar con barra frontal (frontal-BMP) o posterior (posterior-BMP). Si bien varios estudios han examinado la excitación de los músculos durante el BMP frontal (Kohler y cols., 2010; Saeterbakken y Fimland, 2013; Williams y cols., 2020), actualmente no hay información disponible sobre la excitación de los músculos durante el BMP posterior y, en consecuencia, ni siquiera se dispone de una comparación directa. Esto podría derivar de un posible temor a realizar un BMP posterior, tal vez relacionado con la posición de "chocar los cinco" (manos) que podría estar asociado con una mayor prevalencia de inestabilidad anterior del hombro en aficionados, aunque estos resultados no son concluyentes y deben interpretarse con cautela (Kolber y cols., 2013). Sin embargo, se informó que tanto el BMP frontal como el posterior son ejercicios seguros para los participantes con una estabilidad normal del tronco y un ROM de hombro ideal (McKean y Burkett, 2015), y hasta ahora ningún estudio ha comparado la excitación muscular entre los dos. Además, el press por encima de la cabeza también se puede realizar con una máquina de press de hombros (MSP). La mayoría de los press de hombros tienen agarre frontal y lateral, por lo que se pueden realizar un MSP frontal y un MSP posterior, simulando la trayectoria de la barra. Sin embargo, aunque las palancas de la máquina imitan la trayectoria de la barra, la barra presenta una trayectoria más cercana a una traslación y la máquina gira alrededor de un eje en el dispositivo; además, las manos terminan el movimiento mucho más cerca en el MSP que en el BMP, y todos estos factores dan como resultado diferentes movimientos que podrían afectar la excitación muscular. También en este caso, hasta la fecha no se ha recopilado información sobre la excitación muscular durante un MSP frontal y un MSP posterior. Sin embargo, la diversificación de estímulos tanto neuromusculares como mecánicos a lo largo de mesociclos consecutivos es un factor importante en el entrenamiento de la fuerza, por lo que se deben reconocer las posibles diferencias entre variaciones para elegir uno u otro en la práctica del entrenamiento.

Al investigar la excitación de los músculos en los ejercicios de fuerza, el examen debe describir por separado la fase ascendente de la descendente. De hecho, la activación neural única de la acción concéntrica frente a la excéntrica (Duchateau y Enoka, 2016), así como la aguda (Beato y cols., 2021), de corta duración (Coratella y Bertinato, 2015; Coratella y cols., 2016) y de larga duración (Coratella y cols., 2015; Coratella y cols., 2019), las distintas características de la fase excéntrica pueden proporcionar información útil a los entrenadores para seleccionar adecuadamente cada ejercicio. Por último, se sugirió que los culturistas exhiben un mayor control de los músculos individuales cuando practican sus rutinas de entrenamiento (Maeo y cols., 2013), y pueden ser adecuados para describir cada ejercicio con una técnica consistente. Por lo tanto, el presente estudio tuvo como objetivo investigar las diferencias entre ejercicios en la excitación de los músculos deltoides, pectoral mayor, trapecio superior y tríceps braquial comparando el BMP frontal, el BMP posterior, el MSP frontal y el MSP posterior. Los ejercicios fueron realizados por culturistas competitivos, y tanto las fases ascendentes como descendentes se examinaron por separado. Se planteó la hipótesis de que los ejercicios de forma posterior excitarían más el deltoides posterior, mientras que el manejo de la trayectoria de la barra en comparación con la trayectoria fija de la palanca de la máquina requeriría una mayor excitación muscular con fines de estabilización.

MATERIALES Y MÉTODOS

Diseño del estudio

La presente investigación fue diseñada como un estudio cruzado, de medidas repetidas, dentro del sujeto. Los participantes participaron en siete sesiones diferentes. En la primera sesión, los participantes se familiarizaron con la técnica de cada ejercicio. De la sesión dos a la cinco, se midió 1RM en BMP frontal, BMP posterior, MSP frontal o MSP posterior en orden aleatorio. En la sexta sesión, los participantes se familiarizaron con las cargas seleccionadas y la colocación de los electrodos. En la séptima sesión, primero se midió la máxima excitación de los músculos. Luego, después

de un mínimo de 30 min de recuperación pasiva, los participantes realizaron una serie no agotadora para cada ejercicio en un orden aleatorio, con una pausa entre series de 10 min. Cada sesión estuvo separada por al menos 3 días, y se instruyó a los participantes para que evitaran cualquier otra forma de entrenamiento de la fuerza durante toda la investigación.

Participantes

La presente investigación fue anunciada por los investigadores durante algunos concursos regionales y nacionales, y para ser incluidos en el estudio, los participantes debían competir en competencias regionales durante un mínimo de 5 años. Además, tenían que estar clínicamente sanos, sin antecedentes de lesiones musculares en las extremidades superiores y la parte inferior de la espalda ni enfermedades neurológicas o cardiovasculares en los 12 meses anteriores. Para evitar posibles factores de confusión, los participantes competían en la misma categoría de peso (culturismo clásico masculino <80 kg, <1.70 m), según la *International Federation of Body Building Pro-League*. El uso de drogas o esteroides fue monitoreado continuamente por una autoridad dedicada bajo sus regulaciones, aunque no pudimos haberlo verificado. A partir de entonces, se reclutó una muestra de conveniencia de ocho culturistas competitivos masculinos (edad 29.8 ± 3.0 años; masa corporal 77.9 ± 1.0 kg; estatura 1.68 ± 0.01 m; antigüedad en el entrenamiento 10.6 ± 1.8 años) para los presentes procedimientos, en línea con estudios previos (Coratella y cols., 2020b; Coratella y cols., 2020c; Coratella y cols., 2021; Coratella y cols., 2022). Se pidió a los participantes que se abstuvieran de consumir alcohol, cafeína o bebidas similares en las 24 hs anteriores a la prueba. Después de una explicación completa de los objetivos del estudio y los procedimientos experimentales, los participantes firmaron un consentimiento informado por escrito. También eran libres de retirarse en cualquier momento. El diseño actual fue aprobado por el Comité de Ética de la *Università degli Studi di Milano* (CE 27/17) y se realizó siguiendo la Declaración de Helsinki (1975 y actualizaciones) para estudios con seres humanos. Los individuos en este manuscrito han dado su consentimiento informado por escrito para publicar estos detalles del caso.

Técnica de ejercicios

El BMP delantero y posterior se realizaron sentados en un banco (Technogym, Cesena, Italia), con el respaldo del asiento inclinado a 80° para estabilizar el tronco. La barra era un modelo olímpico (Vulcan Standard 20 kg, Vulcan Strength Training System, Charlotte, NC, Estados Unidos). El BMP frontal se realizó sosteniendo la barra una palma fuera de los deltoides, y los participantes debían levantar la barra desde la parte superior del pecho hasta estirar el codo por encima y detrás de la cabeza. Además, se les indicó que mantuvieran el antebrazo perpendicular al suelo durante todo el movimiento, y un operador controló visualmente el movimiento. En consecuencia, la trayectoria de la barra en el BMP frontal no era una recta sino que resultaba en una trayectoria en forma de C más curvilínea. El BMP posterior se realizó sosteniendo la barra a una distancia entre manos de modo que a 90° la articulación hombro/húmero correspondiera a 90° en el codo (Figura 1). Se instruyó a los participantes para que levantaran la barra desde debajo de la protuberancia occipital externa hasta una extensión completa del codo (Paoli y cols., 2010), pasando por detrás de la cabeza y dando como resultado una trayectoria aproximadamente recta. Durante la ejecución del BMP posterior, el tronco se inclinó a 90° para dejar pasar la barra por detrás de la nuca, pero manteniendo un apoyo lumbar.

El MSP frontal y posterior se realizaron utilizando un dispositivo de carga externa constante dinámica (Press de hombros, Technogym, Cesena, Italia). El desplazamiento de la resistencia externa (es decir, la barra o la palanca de la máquina) era más o menos similar para cada variación correspondiente, es decir, BMP frontal vs MSP frontal y BMP posterior vs MSP posterior, lo que significa que el inicio y el final del movimiento dio como resultado movimientos comparables, como se comprobó visualmente. La altura del asiento se adaptó en función de la estatura del participante, para tener el inicio de la fase ascendente por encima de la posición sin carga. El MSP frontal se realizó sosteniendo el agarre neutral hacia adelante según lo diseñado por el fabricante (Figura 1) y el MSP posterior sosteniendo el agarre lateral en pronación, a la misma distancia entre manos del BMP posterior.

Para cada ejercicio, el tiempo bajo tensión fue de 2 seg para la fase de ascenso y descenso, con una fase isométrica de aproximadamente 0.5 seg, y se proporcionó una retroalimentación visual del tiempo (Coratella y cols., 2020a; Coratella y cols., 2020b; Coratella y cols., 2020c; Coratella y cols., 2021). Después de una entrada en calor que constaba de 2×15 repeticiones con una carga seleccionada por ellos mismos, los participantes realizaron seis repeticiones al 80% de 1RM para evitar la fatiga. Para ello, al final de los 10 min de recuperación entre las series, se preguntaba a cada participante si hubiera sido capaz de realizar la siguiente serie y, en caso de respuesta negativa, se proporcionaba más tiempo. El lance se repetía en caso de duración desproporcionada de alguna fase.



Figura 1. La técnica de cada ejercicio, descrita con una vista frontal y lateral del inicio y una vista frontal del final de cada movimiento: (A) press militar frontal con barra; (B) prensa militar trasera con barra; (C) prensa de hombros en máquina frontal; (D) prensa de hombros en máquina para espalda.

Protocolo de 1RM

La 1RM se evaluó utilizando la misma técnica de ejercicios descrita anteriormente. Brevemente, después de una entrada en calor estandarizada que constaba de 3×10 repeticiones del ejercicio evaluado usando tres cargas incrementales autoseleccionadas, los intentos de 1RM comenzaban desde el 80% de la 1RM autodeclarada y se sumaba un 5% adicional o menos hasta el fallo para levantar la carga (Coratella y Schena, 2016). Cada intento consistió en una repetición y estaba separado por al menos 3 min de recuperación pasiva. Se proporcionaron fuertes estímulos estandarizados a los participantes para realizar al máximo en cada prueba.

Máxima Excitación Isométrica Voluntaria

La excitación isométrica voluntaria máxima del deltoides anterior, deltoides medial, deltoides posterior, la porción clavicular del pectoral mayor, el trapecio superior y la porción lateral del tríceps braquial se midió en orden aleatorio siguiendo los procedimientos SENIAM (electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos) (Hermens y cols., 2000). La colocación de los electrodos (mod H124SG Kendall ARBO; diámetro: 10 mm; distancia entre electrodos: 20 mm; Kendall, Donau, Alemania) fue de acuerdo con las recomendaciones de SENIAM (Hermens y cols., 2000). Los electrodos estaban equipados con una sonda (masa de la sonda: 8.5 g, BTS Inc., Milán, Italia) que permitía la detección y la transferencia de la señal de electromiografía de superficie (sEMG) por modalidad inalámbrica. La señal sEMG fue adquirida a 1.000 Hz, amplificada (ganancia: 2.000, impedancia y la relación de modo de rechazo común del equipo eran $>1.015 \Omega/0,2 \text{ pF}$ y 60/10 Hz 92 dB, respectivamente) y conducida a un sistema electromiográfico inalámbrico (FREEEMG 300, BTS Inc., Milán, Italia) que digitalizó (1000 Hz) y filtrado (tipo de filtro: filtro *Butterworth* de orden IV, paso de banda 10-500 Hz) de las señales sEMG sin procesar.

Los electrodos sEMG para el deltoides anterior se colocaron sobre la mitad del vientre del músculo aproximadamente 4 cm por debajo de la clavícula (Hermens y cols., 2000).

Luego se instruyó a los participantes para que flexionaran el codo a 90° de modo que la mano apuntara hacia arriba y se les pidió que cerraran el puño con la mano del brazo flexionado y que proporcionaran la fuerza máxima para producir la flexión del hombro contra la resistencia manual (Coratella y cols., 2020b). Los electrodos del deltoides medial se colocaron en la cara lateral del deltoides, 3 cm por debajo de la apófisis del acromion (Hermens y cols., 2000). Luego se instruyó a los participantes para que flexionaran el codo a 90° y se les pidió que abducieran al máximo el brazo flexionado contra la resistencia manual (Coratella y cols., 2020b). Para el deltoides posterior, los electrodos se colocaron en el área aproximadamente a dos dedos por detrás del ángulo del acromion (Hermens y cols., 2000). Se pidió a los participantes que abducieran el hombro en una ligera extensión contra una resistencia manual, con el húmero en una ligera rotación interna (Coratella y cols., 2020b). Los electrodos sEMG para la porción clavicular del pectoral mayor se colocaron en la línea medioclavicular, a mitad de camino entre la articulación acromioclavicular del hombro para la porción clavicular (Hermens y cols., 2000). Se instruyó a los participantes para abducir horizontalmente el brazo con el hombro y el codo flexionados a 90° y proporcionar la fuerza máxima mientras intentaban aducir horizontalmente el brazo contra una resistencia inamovible (Coratella y cols., 2020b; Coratella y cols., 2020c). Para el trapecio superior, los electrodos se colocaron al 50% en la línea desde el acromion hasta la columna vertebral en la vértebra C7 (Hermens y cols., 2000). Se instruyó a los participantes para que elevaran el extremo acromial de la clavícula y la escápula contra una resistencia inamovible que los empujaba hacia abajo (Coratella y cols., 2020b). Para la porción lateral del tríceps braquial, los electrodos se colocaron al 50% en la línea entre la cresta posterior del acromion y el olécranon a dos dedos de ancho lateral esa la línea (Hermens y cols., 2000). Se instruyó a los participantes para que extendieran el codo contra una resistencia inamovible hacia la flexión del codo (Coratella y cols., 2020b). Cada intento duró 5 seg, y se completaron tres intentos por cada movimiento intercalados con 3 min de recuperación pasiva (Coratella y cols., 2020b; Coratella y cols., 2020c). Los evaluadores proporcionaron fuertes estímulos verbales estandarizados. De acuerdo con los procedimientos anteriores, los electrodos se colocaron en la extremidad dominante (Coratella y cols., 2020a; Coratella y cols., 2020c; Coratella y cols., 2021).

Para verificar la colocación adecuada de los electrodos, se siguieron los procedimientos anteriores (Coratella y cols., 2020a; Coratella y cols., 2020b; Coratella y cols., 2020c; Coratella y cols., 2021). Por ejemplo, si el electrodo se desplazaba sobre la zona de inervación durante parte del movimiento, se subestimaba la amplitud EMG. Por lo tanto, para verificar cualquier consecuencia debido a un posible desplazamiento del electrodo de superficie sobre la zona de inervación, se utilizó un enfoque de Transformación Rápida de Fourier, como se sugirió en una investigación anterior (Merlo y Campanini, 2010). Brevemente, se verificaba la ubicación de los electrodos en cada músculo durante la fase de calentamiento de cada ejercicio, analizando el perfil del espectro de potencia de la señal sEMG registrada en el punto inicial, medio y final de cada ejercicio en todos los músculos. La colocación correcta de los electrodos da como resultado un perfil de espectro de potencia típico en forma de vientre de la señal EMG, mientras que el ruido, los artefactos de movimiento, las líneas eléctricas y los electrodos colocados en la zona de inervación o unión miotendinosa generan un perfil de espectro de potencia diferente (Merlo y Campanini, 2010). Si el espectro de potencia no coincidía con el perfil de espectro de potencia típico en forma de vientre en cualquiera de los puntos temporales, se repositionaban los electrodos y

se repetían los procedimientos para tener una señal EMG clara de todos los músculos a lo largo del movimiento. La Figura 2 muestra dos casos representativos donde los electrodos se colocaron en la posición correcta o en la no apropiada, y la diferente señal sEMG resultante de ambos. El mismo operador experimentado colocaba los electrodos y verificaba el perfil del espectro de potencia. Se demostró que este enfoque proporciona una confiabilidad entre sesiones muy alta en los datos sEMG para estos músculos (Coratella y cols., 2020b; Coratella y cols., 2020c).

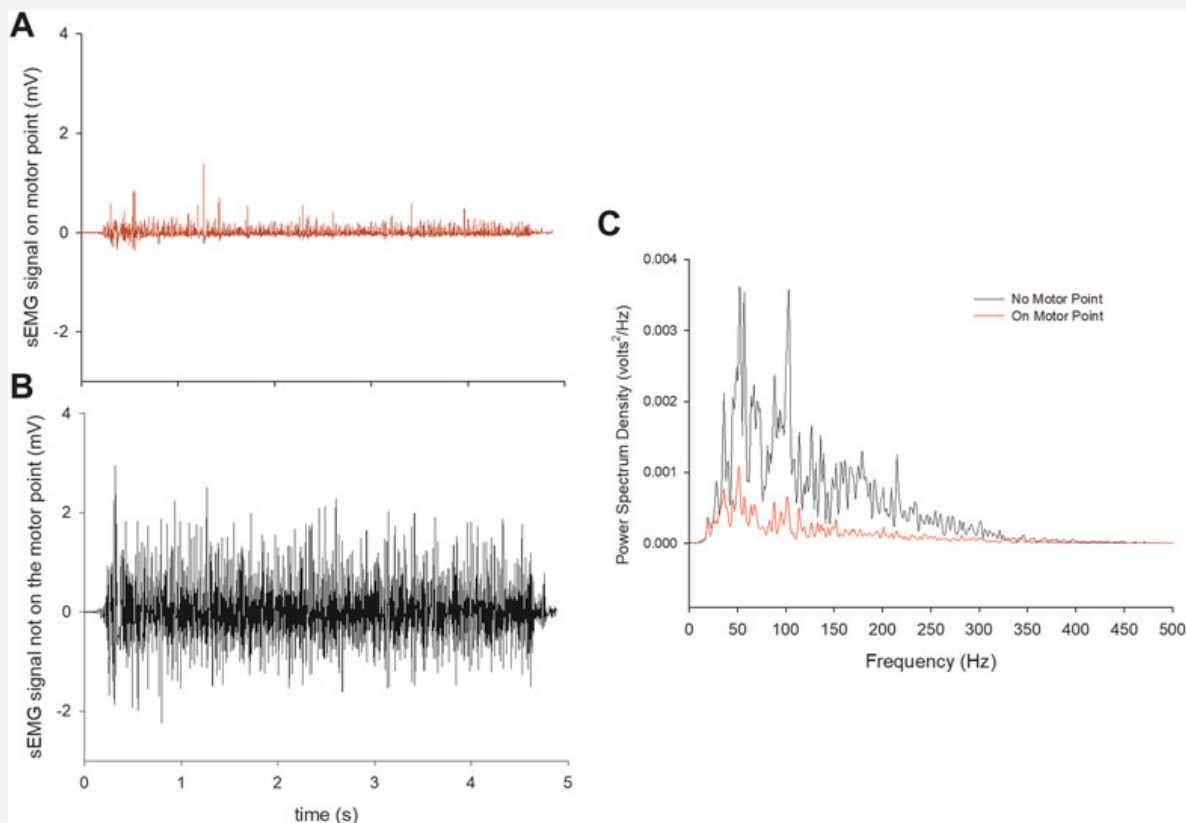


Figura 2. Un ejemplo de un participante representativo de la señal sEMG derivada de una colocación de electrodos apropiada (A) o no apropiada (B). También se muestra la densidad del espectro de potencia para los dos casos (C).

Análisis de los datos

Las señales sEMG tanto del valor pico registrado durante la activación isométrica voluntaria máxima como de las fases ascendente y descendente de cada ejercicio se analizaron en el dominio del tiempo, utilizando una ventana móvil de 25 ms para el cálculo de la raíz cuadrada media (RMS). Para la máxima activación isométrica voluntaria se consideró la media de la RMS correspondiente a los 2 seg centrales. Durante cada ejercicio, se calculó la RMS y se promedió durante los 2 seg de la fase ascendente y descendente. Para identificar la fase ascendente y descendente, la sEMG se sincronizó con una cámara integrada (VixtaCam 30 Hz, BTS Inc., Milán, Italia) que proporcionó la duración de cada fase (Coratella y cols., 2020a; Coratella y cols., 2020b; Coratella y cols., 2021). Dicha duración se utilizó para marcar el inicio y el final de cada fase mientras se analizaba la señal sEMG. Los datos de sEMG se promediaron excluyendo la primera y la última repetición de cada serie, para posiblemente tener una técnica más consistente y disminuir la interferencia de la fatiga. Posteriormente, se normalizó la RMS de sEMG de cada músculo durante cada ejercicio (nRMS) para su respectiva máxima excitación isométrica voluntaria (Coratella y cols., 2020a; Coratella y cols., 2020b; Coratella y cols., 2020c; Coratella y cols., 2021) e insertado en el análisis de datos.

Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó mediante un software estadístico (SPSS 22.0, IBM, Armonk, NY, Estados Unidos). La normalidad de los datos se comprobó mediante la prueba de Shapiro-Wilk y todas las distribuciones eran normales ($p > 0.05$). Las estadísticas descriptivas (participantes = 8) se informan como media (SD). Las diferencias en la nRMS se calcularon por separado para cada ejercicio considerando el tipo de carga externa (barra o máquina: 2 niveles), la posición

de la carga externa (frontal vs posterior: 2 niveles) y la fase del ejercicio (ascendente o descendente): 2 niveles) utilizando un ANOVA de medidas repetidas de tres vías. Las comparaciones múltiples se ajustaron mediante la corrección de Bonferroni. La significancia se fijó en $\alpha < 0.05$. La magnitud de las interacciones y los factores individuales se calcularon utilizando η^2 parcial al cuadrado (η^2). Las diferencias por pares se informan como el tamaño medio del efecto (ES) de la d de Cohen con un intervalo de confianza del 95 % (IC del 95%), y el ES se interpretó de acuerdo con las recomendaciones de Hopkins: 0.00-0.19: trivial; 0.20-0.59: pequeño; 0.60-1.19: moderado; 1.20-1.99: grande; ≥ 2.00 : muy grande (Hopkins y cols., 2009).

Resultados

La 1RM fue de 82 (8) kg para BMP frontal, 76 (7) kg para BMP posterior, 95 (9) kg para MSP frontal y 87 (8) para MSP posterior.

La Figura 3 muestra la nRMS registrada en todos los músculos durante las dos fases de los cuatro ejercicios. Se encontró interacción carga \times posición \times fase ($F_{1,7} = 9.950$, $p = 0.016$, $\eta^2 = 0.587$) para la nRMS del deltoides anterior. Además, carga \times posición ($F_{1,7} = 12.679$, $p = 0.009$, $\eta^2 = 0.644$), posición \times fase ($F_{1,7} = 18.561$, $p = 0.004$, $\eta^2 = 0.726$), pero no interacción carga \times fase ($F_{1,7} = 0.168$, $p = 0.694$, $\eta^2 = 0.023$) y efecto principal para carga factorial ($F_{1,7} = 16.189$, $p = 0.020$, $\eta^2 = 0.561$), posición ($F_{1,7} = 54.433$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.937$) y fase ($F_{1,7} = 98.572$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.988$). Durante la fase ascendente, se encontró una mayor nRMS en BMP posterior que en MSP frontal [ES: 2.80 (intervalo de confianza del 95% 1.42/4.18)] y MSP posterior [ES: 1.42 (0.32/2.51)]. Durante la fase descendente, el deltoides anterior estaba más excitado en BMP posterior en comparación con BMP anterior [ES: 7.66 (4.83/10.49)] y MSP posterior [ES: 3.26 (1.76/4.75)]. Además, se encontró una mayor excitación en la MSP posterior que en la MSP frontal [ES: 2.86 (1.47/4.25)]. La nRMS fue mayor durante la fase ascendente frente a la descendente en todos los ejercicios (ES entre 4.83 y 12.38).

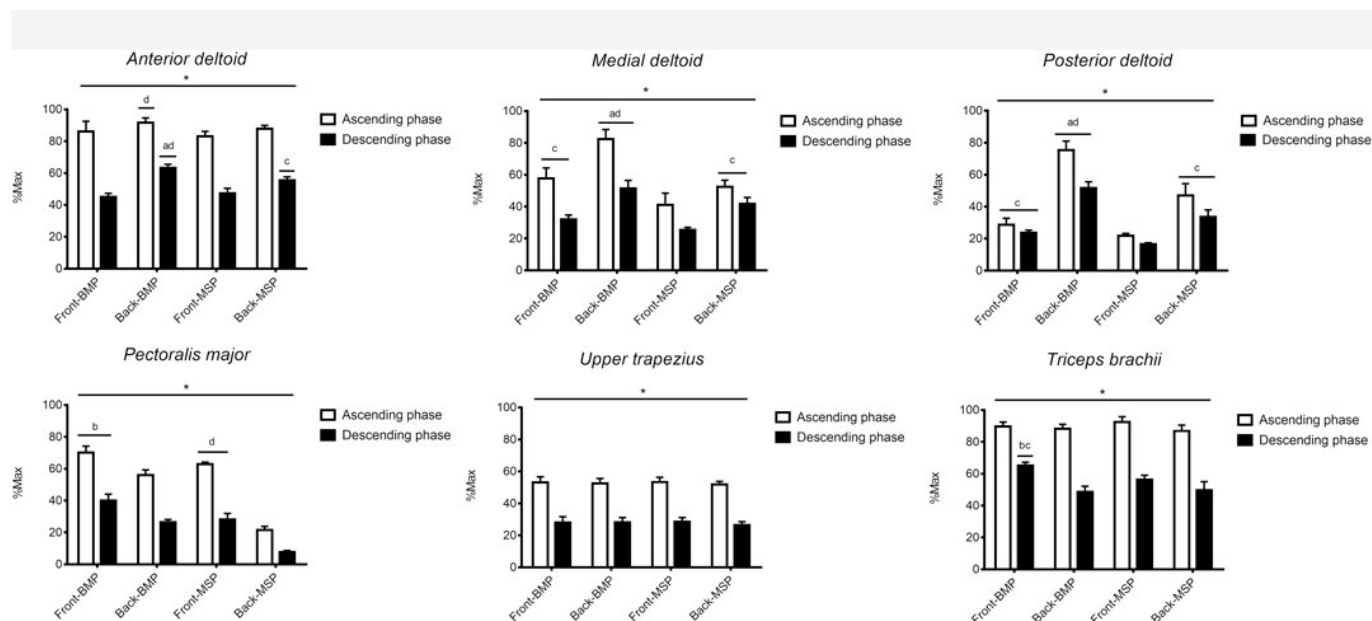


Figura 3. Media (SD) para la RMS sEMG de los músculos examinados durante la fase ascendente y descendente de cada ejercicio. Además de las diferencias frente vs posterior y barra vs máquina, la RMS sEMG fue mayor durante la fase ascendente que descendente en todos los ejercicios. a: $p < 0.05$ vs BMP frontal.; b: $p < 0.05$ vs BMP posterior. c: $p < 0.05$ vs MSP frontal. d: $p < 0.05$ vs MSP posterior.

Carga \times posición \times fase ($F_{1,7} = 7.716$, $p = 0.027$, $\eta^2 = 0.524$), carga \times posición ($F_{1,7} = 12.198$, $p = 0.010$, $\eta^2 = 0.635$), carga \times fase ($F_{1,7} = 51.289$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.880$), pero no se encontró interacción posición \times fase ($F_{1,7} = 0.001$, $p = 0.985$, $\eta^2 = 0.001$) para la nRMS del deltoides medial, observándose un efecto principal para la carga factorial ($F_{1,7} = 84.543$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.967$), posición ($F_{1,7} = 86.691$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.969$) y fase ($F_{1,7} = 77.194$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.959$). Durante la fase ascendente, se encontró una mayor nRMS en BMP posterior que en BMP frontal [ES: 3.68 (2.07/5.29)] y MSP posterior [ES: 7.51 (4.73/10.29)]. Además, el BMP frontal mostró una mayor nRMS que el MSP frontal [ES: 2.25 (1.00/3.50)], y el MSP posterior mostró una RMS mayor que el MSP frontal [ES: 1.81 (0.65/2.98)]. Durante la fase descendente, se encontró una mayor nRMS en BMP posterior que en BMP frontal [ES: 4.56 (2.70/6.42)] y MSP posterior [ES: 2.03 (0.82/3.24)]. Además, MSP posterior mostró una mayor nRMS que MSP frontal [ES: 5.16 (3.12/7.20)], y BMP frontal mostró una mayor nRMS que MSP frontal [ES: 2.78 (1.40/4.15)]. La RMS fue mayor durante la fase ascendente vs

descendente para todos los ejercicios (ES entre 5.12 y 7.55).

Carga \times posición \times fase ($F_{1,7} = 8.100$, $p = 0.025$, $\eta^2 = 0.536$), carga \times posición ($F_{1,7} = 97.288$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.933$), carga \times fase ($F_{1,7} = 5.892$, $p = 0.046$, $\eta^2 = 0.457$) y la interacción posición \times fase ($F_{1,7} = 27.824$, $p = 0.001$, $\eta^2 = 0.799$) se encontró para la nRMS del deltoides posterior, observándose el efecto principal para la carga factorial ($F_{1,7} = 93.917$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.975$), posición ($F_{1,7} = 96.736$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.991$) y fase ($F_{1,7} = 80.794$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.920$). Durante la fase ascendente, se observó una mayor nRMS en BMP posterior que en BMP frontal [ES: 9.00 (5.73/12.27)] y MSP posterior [ES: 4.09 (2.37/5.82)]. Además, MSP posterior mostró una mayor nRMS que MSP frontal [ES: 4.42 (2.60/6.23)], y BMP frontal mostró una mayor nRMS que MSP frontal [ES: 2.08 (0.87/3.30)]. Durante la fase descendente, se observó una mayor nRMS en BMP posterior que en BMP frontal [ES: 8.65 (5.50/11.80)] y MSP posterior [ES: 4.04 (2.33/5.75)]. Además, MSP posterior mostró una mayor nRMS que MSP frontal [ES: 5.03 (3.03/7.03)], y BMP frontal mostró una mayor nRMS que MSP frontal [ES: 4.86 (2.91/6.81)]. La nRMS fue mayor durante la fase ascendente frente a la descendente para todos los ejercicios (ES entre 2.67 y 10.51).

No se encontró interacción carga \times posición \times fase ($F_{1,7} = 0.237$, $p = 0.869$, $\eta^2 = 0.111$) para el nRMS del trapecio superior, aunque el efecto principal se observó para el factor fase ($F_{1,7} = 93.901$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.977$). No se observaron diferencias entre ejercicios durante la fase ascendente y descendente. El nRMS fue mayor durante la fase ascendente frente a la descendente para todos los ejercicios (ES entre 3,60 y 4,34).

Carga \times posición \times fase ($F_{1,7} = 53.082$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.883$), carga \times posición ($F_{1,7} = 109.342$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.970$), carga \times fase ($F_{1,7} = 10.540$, $p = 0.014$, $\eta^2 = 0.601$) y la interacción posición \times fase ($F_{1,7} = 58.940$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.894$) se encontró para la nRMS del pectoral mayor, observándose el efecto principal para la carga factorial ($F_{1,7} = 154.915$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.995$), posición ($F_{1,7} = 149.476$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.994$) y fase ($F_{1,7} = 143.434$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.993$). Durante la fase ascendente, se observó una mayor nRMS en BMP frontal que BMP posterior [ES: 3.11 (1.65-4.56)], y en MSP frontal que MSP posterior [ES: 20.52 (13.34/27.70)]. Durante la fase descendente, se observó una mayor nRMS en BMP frontal que BMP posterior [ES: 4.20 (2.44/5.95)], y en MSP frontal que MSP posterior [ES: 7.03 (4.40/9.65)]. La nRMS fue mayor durante la fase ascendente frente a la descendente para todos los ejercicios (ES entre 6.25 y 21.36).

Se encontró interacción carga \times posición \times fase ($F_{1,7} = 21.529$, $p = 0.002$, $\eta^2 = 0.755$) para la nRMS del tríceps braquial. Además, carga \times fase ($F_{1,7} = 20.960$, $p = 0.003$, $\eta^2 = 0.750$), posición \times fase ($F_{1,7} = 24.818$, $p = 0.002$, $\eta^2 = 0.780$), pero no carga \times posición ($F_{1,7} = 0.492$, $p = 0.506$, $\eta^2 = 0.066$) y efecto principal para factor posición ($F_{1,7} = 116.834$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.943$), fase ($F_{1,7} = 98.572$, $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.988$), pero no se encontró para carga ($F_{1,7} = 1.671$, $p = 0.237$, $\eta^2 = 0.193$). Durante la fase ascendente, no se observó diferencia entre ejercicios. Durante la fase descendente, se encontró una mayor nRMS en BMP frontal que BMP posterior [ES: 8.29 (5.33/10.56)] y MSP frontal [ES: 3.48 (1.97/4.68)]. Además, MSP frontal mostró una mayor nRMS que MSP posterior [ES: 1.55 (0.49/2.47)]. La nRMS fue mayor durante la fase ascendente frente a la descendente para todos los ejercicios (ES entre 4.43 y 10.51).

Discusión

El presente estudio examinó por primera vez la excitación de los músculos motores primarios en ejercicios de press militar y de hombros realizados por delante o por detrás de la cabeza. Se han encontrado diferencias en la excitación muscular entre las variaciones de press por encima de la cabeza analizadas aquí, a excepción del trapecio superior que no mostró ninguna diferencia entre ejercicios. Comparando la parte frontal con la posterior, como se planteó anteriormente, los deltoides medial y posterior estaban más excitados en los ejercicios por detrás y el pectoral mayor en los ejercicios por delante durante la fase ascendente. La fase descendente tuvo un patrón similar, con el adjunto del deltoides anterior más excitado en los ejercicios por detrás y el tríceps braquial en los ejercicios por delante. Comparando el press por encima de la cabeza con la barra vs la máquina, se observó una mayor excitación muscular en general usando la barra, en línea con la hipótesis inicial. Además, la fase ascendente resultó en una mayor excitación muscular general en comparación con la fase descendente. Los presentes resultados destacan que el press por encima de la cabeza frontal y posterior tienen una excitación muscular diferente y el uso de la barra en general aumentó la excitación muscular para estabilizar la carga externa a lo largo de su trayectoria. En este sentido, las variaciones actuales del press por encima de la cabeza no deben considerarse equivalentes y podrían usarse para estimular los músculos que rodean los hombros de manera diferente.

Por delante vs por detrás

La comparación entre por delante y por detrás ofrece perspectivas interesantes en términos de excitación muscular. Sin embargo, además de las diferencias en la excitación muscular inducida por los ejercicios, debe recordarse que la diferente distancia entre las manos y la posible trayectoria diferente (forma de C para el frontal y recto para el BMP posterior) pueden afectar la señal sEMG debido a que los músculos actúan a diferente longitud (Vigotsky y cols., 2018). El BMP posterior mostró una mayor excitación del deltoides posterior en comparación con el BMP frontal y el MSP frontal. La

mayor excitación del deltoides posterior en BMP por detrás tiene un patrón similar durante la fase ascendente y descendente en comparación con el resto de ejercicios. El deltoides posterior actúa como rotador externo del húmero (Escamilla y cols., 2009), y dicha rotación externa es necesaria para evitar un desequilibrio hacia adelante de la barra, estabilizando su trayectoria detrás de la cabeza. La excitación del deltoides posterior es una combinación tanto de la rotación como de la abducción externa del húmero, aunque en este último deltoides posterior no es efectiva como en el deltoides anterior y medial (Escamilla y cols., 2009). Sin embargo, tanto la alta carga utilizada aquí como el rango completo de movimiento pueden haber contribuido a mejorar su excitación en todos los ejercicios (Paoli y cols., 2010). No obstante, la trayectoria hacia atrás parece más adecuada para excitar el deltoides posterior debido a la necesidad de estabilizar la barra detrás de la cabeza.

Al comparar el press frontal con el posterior, los resultados actuales sugieren que el BMP posterior es más efectivo que el BMP frontal para excitar el deltoides medial, posiblemente derivado de la abducción del húmero más prominente en comparación con la abducción-flexión combinada realizada en el BMP frontal. El mismo patrón de la fase ascendente se mantuvo en general durante la fase descendente. El deltoides medial es un fuerte abductor del húmero, especialmente cuando la abducción comienza más allá de un ángulo mínimo (Escamilla y cols., 2009). En apoyo de los presentes resultados, se informó que la elevación glenohumeral lateral excita el deltoides medial más que una elevación frontal realizada con una carga relativa similar (Coratella y cols., 2020b). Además, tanto la carga como el movimiento completo utilizados aquí pueden haber provocado una excitación relativamente alta del deltoides medial (Paoli y cols., 2010). Por lo tanto, una abducción realizada en el plano lateral es más efectiva que una abducción falsa para mejorar la excitación del deltoides medial.

Dadas las diferencias en la excitación del deltoides posterior y medial posiblemente debidas al grado de rotación externa combinado con la abducción del húmero, a primera vista puede sorprender que el deltoides anterior se excitara de manera fuerte y similar en los ejercicios por detrás durante la fase ascendente, como así también más excitado en el BMP posterior durante la fase descendente. Sin embargo, si bien se sabe que la excitación del deltoides anterior aumenta a lo largo de la verticalidad del plano de elevación (Luczak y cols., 2013), el deltoides anterior es un fuerte abductor del húmero cualquiera que sea el plano de elevación (Escamilla y cols., 2009), y esto puede explicar parcialmente la falta de diferencia al comparar el press frontal con el press posterior durante la fase ascendente. Además, la trayectoria del levantamiento posiblemente más frontal en los ejercicios por delante frente a los ejercicios por detrás que sugieren una mayor excitación del deltoides anterior puede haber sido compensada por la mayor rotación externa del húmero cuando se realizan ejercicios por detrás. De hecho, se demostró que esto coloca al deltoides anterior en una palanca más óptima (Escamilla y cols., 2009), induciendo un aumento en su excitación (Coratella y cols., 2020b). Curiosamente, la fase descendente dio como resultado una mayor excitación del deltoides anterior durante los ejercicios por detrás que por delante, lo que posiblemente lleve a argumentar que la necesidad de mantener una trayectoria de rotación externa puede haber aumentado su excitación al controlar el movimiento, como se muestra al comparar las elevaciones laterales con externas vs el húmero rotado internamente (Coratella y cols., 2020b).

Si bien la flexión anterior combinada en los ejercicios frontales se ve compensada de alguna manera por la rotación externa del húmero en términos de excitación del deltoides anterior, el pectoral mayor estaba más excitado en el BMP frontal y en el MSP frontal en comparación con el BMP posterior y el MSP posterior. Este fenómeno también se observó al comparar elevaciones glenohumorales frontales y laterales (Coratella y cols., 2020b). Además, debe notarse que el BMP frontal conduce a un tronco torácico más extendido en comparación con el BMP posterior (McKean y Burkett, 2015), como también ocurrió aquí dada la diferente inclinación del tronco (adherido al respaldo durante el BMP frontal vs 90° durante el BMP posterior). Esto posiblemente implica una flexión del húmero menos vertical, lo que requiere que el pectoral mayor esté más excitado durante el BMP frontal y, al mismo tiempo, que los deltoides estén más excitados durante el BMP posterior. Con respecto a la excitación del tríceps braquial, el press frontal vs posterior resultó en una mayor excitación durante la fase descendente. Curiosamente, los ejercicios frontales conducen a un húmero más flexionado, lo que aumenta la elongación del tríceps braquial, y se demostró que esto afecta positivamente la excitación del tríceps (Alves y cols., 2018), lo que posiblemente explique los resultados. Sin embargo, la excitación del tríceps estuvo cerca del máximo en todos los ejercicios. Por último, el trapecio superior no mostró diferencias al comparar los ejercicios por delante y por detrás. Dado que la elevación escapular necesaria para permitir la abducción del húmero (Escamilla y cols., 2009) podría ser potencialmente similar en todas las variaciones, se puede esperar esa falta de diferencia.

Barra vs máquina

En cuanto a la comparación por delante vs por detrás, debemos recordar que las trayectorias del press por encima de la cabeza realizado con barra o máquina implican algunos puntos que deben ser destacados y que podrían haber repercutido *per se* en la excitación muscular. De hecho, dado que se supone que la barra presenta una trayectoria más cercana a una traslación y la máquina gira alrededor de un eje en el propio equipo, las diferencias en la trayectoria son intrínsecas a los movimientos (aunque no se miden directamente aquí), como por ejemplo concierne al BMP posterior vs MSP posterior. Además, las manos terminan su movimiento mucho más cerca de la máquina que de la barra, por lo que el rango resultante

de movimientos de las articulaciones glenohumeral y torácico-escapular posiblemente sea intrínsecamente diferente. Juntos, esto puede conducir a que los músculos involucrados tengan diferentes longitudes musculares, lo que posiblemente afecte *per se* la amplitud de la señal sEMG (Vigotsky y cols., 2018). Además, realizar el press por encima de la cabeza con barra vs máquina puede implicar una mayor necesidad de estabilización de la trayectoria vertical de la carga. En el presente estudio, el deltoides posterior fue en general más excitado durante el press por encima de la cabeza con barra vs con máquina durante la fase ascendente y descendente. Además de la mayor estabilidad que ofrece el press de máquina, el BMP posterior produce una excitación aún mayor del deltoides posterior que el MSP posterior, posiblemente también debido a la trayectoria más recta de la barra en comparación con la palanca de la máquina. Aunque ningún estudio previo ha comparado directamente las variaciones actuales del press por encima de la cabeza, los estudios anteriores examinaron la excitación muscular cuando se requería un nivel diferente de estabilización. Por ejemplo, en consonancia con los presentes resultados, el deltoides posterior estaba más excitado cuando el press de hombros se realizaba de pie vs sentado, independientemente de si se realizaba con barra o mancuernas (Saeterbakken y Fimland, 2013), o ejercicios con barra vs máquina (McCaw y Friday, 1994; Schwanbeck y cols., 2009). Aquí se observó un patrón similar para el deltoides medial, de modo que las trayectorias menos estables requieren más excitación. En línea, el mismo estudio también informó una mayor excitación del deltoides medial de pie vs sentado y mancuernas vs press de hombros con barra en posición de pie (Saeterbakken y Fimland, 2013). En contraste, el deltoides medial se excita de manera similar durante el press por encima de la cabeza con barra vs con mancuernas realizado tanto en superficies estables como inestables (Kohler y cols., 2010). Tal diferencia podría derivarse de la distinta carga utilizada, el diferente diseño del estudio, así como la diferente experiencia en el entrenamiento de la fuerza de los participantes involucrados en los estudios. Curiosamente, el deltoides anterior se excitó de manera similar en todos los ejercicios, excepto por la mayor excitación observada en el BMP posterior vs MSP posterior durante la fase ascendente. La literatura no reporta diferencias en la excitación del deltoides anterior al realizar press por encima de la cabeza con barra vs mancuernas, tanto en superficies estables como inestables (Kohler y cols., 2010). Del mismo modo, no se observaron diferencias al comparar el press por encima de la cabeza en una superficie estable vs una inestable (Uribe y cols., 2010), o la carga estable vs la inestable con barra (Williams y cols., 2020). Por el contrario, se observó una mayor excitación al realizar press por encima de la cabeza con mancuernas vs con barra, pero no al comparar la posición sentada vs de pie (Saeterbakken y Fimland, 2013). Curiosamente, una trayectoria más estable y hacia adelante con mancuernas condujo a una mayor excitación del deltoides anterior en comparación con un press más inestable y por detrás con pesas rusas (Dicus y cols., 2018). Cabe señalar que, aunque tanto el press con barra como el press con máquina se realizaron sentados, es posible que los participantes experimentaran más grados de libertad en el tronco, incidiendo así en la necesidad de rotar externamente el húmero. En resumen, el deltoides posterior y medial parecen actuar como estabilizadores de la trayectoria de la carga más que el deltoides anterior, cuyo papel fue más evidente en la estabilización del BMP posterior.

La excitación del pectoral mayor y la parte superior del trapecio no cambió a lo largo del press por encima de la cabeza realizado con barra o en máquina. El papel de ambos músculos en el press por encima de la cabeza es estabilizar la fase inicial del movimiento (pectoral mayor) (Dicus y cols., 2018) y permitir una elevación glenohumeral estable al elevar la escápula (trapecio superior) (Escamilla y cols., 2009). En línea con esto, la excitación del pectoral mayor no cambió durante el press por encima de la cabeza realizado con mancuernas vs pesas rusas (Dicus y cols., 2018), o superficie estable vs inestable (Uribe y cols., 2010; Williams y cols., 2020). De manera similar, se demostró que el trapecio superior se excita de igual manera durante la sobrecarga realizada con carga estable o inestable (Kohler y cols., 2010; Williams y cols., 2020), o en una superficie estable o inestable (Kohler y cols., 2010). Se encontró una mayor excitación para el tríceps braquial durante la fase descendente en el BMP frontal vs MSP frontal, lo que indica que se necesita más control cuando se acompaña una carga más inestable hacia la posición más baja. La comparación con la literatura puede sufrir de dos preocupaciones principales: primero, la porción seleccionada como representativa del músculo tríceps (lateral, medial o larga), y segundo, la falta de distinción entre la fase ascendente y descendente. La superficie estable y la carga provocaron una mayor excitación del tríceps braquial (Kohler y cols., 2010), mientras que un estudio reciente no encontró ninguna diferencia al comparar la carga estable con la inestable, aunque los autores no separaron la fase ascendente de la descendente (Williams y cols., 2020). Para resumir, mientras que el pectoral mayor y el trapecio superior no muestran ninguna diferencia debido a su función, el tríceps braquial podría estar un poco más excitado en el press por encima de la cabeza con barra que en el press por encima de la cabeza en máquina, pero sólo durante la fase descendente del press frontal.

Deben reconocerse algunas consideraciones y limitaciones. En primera instancia, durante un ejercicio multiarticular, la excitación de los motores primarios se vinculó estrictamente con la excitación de los músculos sinérgicos involucrados en ese ejercicio (Saeterbakken y cols., 2017). Por lo tanto, aunque cada ejercicio tiene una serie de motores principales, varios músculos adicionales pueden estar involucrados para manipular los movimientos articulares, lo que da como resultado un patrón neuromuscular compuesto (Lauver y cols., 2016). De hecho, no se examinó el papel de otros músculos (por ej., bíceps braquial, trapecio medio), y esto podría haber profundizado el análisis. Además, no se puede excluir una diafonía, aunque verificamos cuidadosamente la señal de sEMG. En segundo lugar, los resultados actuales reflejan la carga y el tiempo bajo tensión seleccionados aquí y pueden cambiar si se utilizan diferentes combinaciones. En este sentido, no se examinaron otras variaciones de la sobrecarga (por ej., el uso de mancuernas o la máquina Smith), y aún pueden ser

objeto de futuras investigaciones. En tercer lugar, los resultados actuales no deben extenderse a diferentes poblaciones, ya que los antecedentes de entrenamiento de la fuerza pueden influir en el patrón neural, y los culturistas pueden exhibir una relación única entre masa y fuerza o velocidad de entrenamiento. Además, los culturistas actuales no fueron controlados por el uso de esteroides anabólicos, y se reconoce que esto puede enmascarar lesiones previas (Pereira y cols., 2019), reflejándose eventualmente en el patrón motor. Además, el tamaño de la muestra actual es bajo y las conclusiones deben extraerse con cautela. Del mismo modo, hombres y mujeres pueden presentar respuestas diferentes debido a las diferencias anatómicas y de movilidad, y los presentes resultados deben extenderse a las mujeres con precaución. Por último, no se registraron datos cinemáticos, lo que aporta más información sobre la trayectoria de la carga y la excitación muscular.

Los culturistas competitivos pueden beneficiarse de la diversificación de las variaciones de los ejercicios de press por encima de la cabeza en su rutina de entrenamiento. Al elegir un ejercicio, los practicantes basan su elección en los estímulos neuromusculares y mecánicos generales que se supone que debe proporcionar cada ejercicio. Aunque no existe un vínculo establecido entre la amplitud de la sEMG y el estímulo real recibido por los músculos examinados (Vigotsky y cols., 2018), especialmente en términos de respuesta hipertrófica (Vigotsky y cols., 2022), aún se pueden utilizar las variaciones examinadas aquí para proporcionar estímulos diversificados a los músculos que rodean los hombros. Con esto en mente, la literatura respalda que las adaptaciones neuronales que sustentan los aumentos tempranos de la fuerza inducidos por el entrenamiento de la fuerza también implican un reclutamiento aumentado de los músculos agonistas (Škarabot y cols., 2020), de modo que las diferencias reportadas aquí, por ejemplo, entre la sobrecarga frontal y posterior se puede usar para apuntar más específicamente a los músculos frontales o posteriores del hombro. Además, la mayor carga externa utilizada con el press de máquina en comparación con las variaciones con barra puede constituir un mayor estímulo mecánico para los músculos del hombro, posiblemente potenciando la respuesta hipertrófica. En conjunto, los culturistas competitivos podrían usar diferentes variaciones de press por encima de la cabeza, conscientes de que se darán diferentes estímulos a los músculos de los hombros.

Otro aspecto que debe ser examinado en la práctica es la seguridad de realizar el press sobre la cabeza en su variante posterior, especialmente con barra. Un estudio anterior informó una mayor prevalencia de respuesta positiva a las pruebas que indican inestabilidad e hiperlaxitud de los hombros cuando los ejercicios por detrás contra el cuello se incluyen sistemáticamente en la rutina de entrenamiento (Kolber y cols., 2013). Sin embargo, el mismo estudio también informó un efecto protector de los ejercicios que estimulan los rotadores externos del húmero, por lo tanto, dado que el BMP posterior excita el deltoides posterior más que otras variaciones, esos resultados parecen al menos contradictorios (Kolber y cols., 2013). Además, se demostró que centrarse en los rotadores externos del húmero protege contra la aparición del síndrome de pinzamiento (*impingement*) (Kolber y cols., 2014). Por último, un estudio más reciente lo definió como un “ejercicio seguro” para personas con una estabilidad de tronco normal y un ROM de hombro ideal (McKean y Burkett, 2015), y creemos que no debería haber ninguna razón para excluirlo de la rutina de entrenamiento. Para contribuir aún más, aquí se demostró que el BMP posterior es más eficaz en la excitación del deltoides posterior y medial, por lo tanto, si los rotadores externos del húmero son un objetivo a trabajar, esto podría incluirse de manera efectiva en los programas de entrenamiento de la fuerza. De hecho, muchos deportes con gestos por encima de la cabeza necesitan un refuerzo de los rotadores externos para el rendimiento y la prevención de lesiones (Cools y cols., 2015), y el ejercicio por encima de la cabeza posterior podría ser parte de la rutina de fortalecimiento de los músculos de los hombros. En este sentido, aun reconociendo la importancia de ejercicios específicos para los rotadores externos del húmero como rotaciones externas con mancuernas, cables o bandas elásticas, el BMP por detrás implica la activación y consecuente refuerzo de estos músculos en un contexto diferente, es decir, un ejercicio complejo de múltiples articulaciones, donde se necesita más control. Es importante destacar que tal consideración sigue siendo válida para poblaciones sedentarias o no deportistas, en las que una “postura adelantada” favorece una cifosis dorsal pronunciada y la rotación interna del húmero (Heneghan y cols., 2018). En tales casos, dado que la acción por encima de la cabeza fuerza por detrás genera una lordosis dorsal y una rotación externa del húmero simultáneas, una vez establecidas las condiciones de seguridad del ejercicio (McKean y Burkett, 2015), se podría implementar un BMP posterior en el entrenamiento comenzando con ligero o muy ligero peso (por ejemplo, un palo de escoba) para familiarizarse con el movimiento, y aumentar progresivamente la carga. En este sentido, se reconoce que los entrenadores deben ser conscientes de las capacidades individuales y determinar en consecuencia tanto la carga como el patrón de movimiento.

Además, el BMP posterior podría ser una opción interesante para personas que disponen de poco tiempo para entrenar, como suele ocurrir con las personas sedentarias. En este caso, sólo un ejercicio multiarticular podría excitar satisfactoriamente las porciones musculares del deltoides sin necesidad de incluir ejercicios monoarticulares complementarios para esta porción, ahorrando así tiempo para dicha sesión.

Conclusión

En conclusión, el press por encima de la cabeza es efectivo para estimular los músculos que rodean los hombros. Más en detalle, la sobrecarga por detrás de la cabeza realizada con barra o máquina parece excitar el deltoides posterior y medial

más que la sobrecarga realizada con barra al frente o con empuñadura anterior del press de hombros. Por el contrario, ambos ejercicios de press frontales parecen favorecer la excitación del pectoral mayor y el tríceps braquial. No se observaron diferencias en el deltoides anterior y el trapecio superior. Además, las trayectorias por encima de la cabeza menos estables cuando se usa la barra requieren una mayor estabilización que los movimientos más estables, como en los casos del press de hombros, y el deltoides posterior y medial, y el deltoides parcialmente anterior y el tríceps braquial actúan simultáneamente para este propósito.

Declaración de Ética

Los estudios con participantes humanos fueron revisados y aprobados por la Universidad de Milán. Los pacientes/participantes dieron su consentimiento informado por escrito para participar en este estudio. Se obtuvo el consentimiento informado por escrito de la(s) persona(s) para la publicación de cualquier imagen o dato potencialmente identificable incluido en este artículo.

Conflicto de intereses

Los autores declaran que la investigación se realizó en ausencia de cualquier relación comercial o financiera que pudiera interpretarse como un potencial conflicto de interés.

Agradecimientos

Los autores agradecen a Giorgia Sironi M.Sc. por su valiosa ayuda en la revisión de la literatura. Los autores también agradecen a los participantes que se ofrecieron como voluntarios para la presente investigación.

REFERENCIAS

1. Alves D., Matta T., Oliveira L. (2018). Effect of Shoulder Position on Triceps Brachii Heads Activity in Dumbbell Elbow Extension Exercises. *J. Sports Med. Phys. Fit.* 58, 1247-1252.
2. Beato M., Stiff A., Coratella G. (2021). Effects of Postactivation Potentiation after an Eccentric Overload Bout on Countermovement Jump and Lower-Limb Muscle Strength. *J. Strength Cond. Res.* 35, 1825-1832.
3. Cools A. M., Johansson F. R., Borms D., Maenhout A. (2015). Prevention of Shoulder Injuries in Overhead Athletes: A Science-Based Approach. *Braz. J. Phys. Ther.* 19, 331-339.
4. Coratella G., Bertinato L. (2015). Isoload vs Isokinetic Eccentric Exercise: a Direct Comparison of Exercise-Induced Muscle Damage and Repeated Bout Effect. *Sport Sci. Health* 11, 87-96.
5. Coratella G., Schena F. (2016). Eccentric Resistance Training Increases and Retains Maximal Strength, Muscle Endurance, and Hypertrophy in Trained Men. *Appl. Physiol. Nutr. Metab.* 41, 1184-1189.
6. Coratella G., Milanese C., Schena F. (2015). Unilateral Eccentric Resistance Training: a Direct Comparison between Isokinetic and Dynamic Constant External Resistance Modalities. *Eur. J. Sport Sci.* 15, 720-726.
7. Coratella G., Chemello A., Schena F. (2016). Muscle Damage and Repeated Bout Effect Induced by Enhanced Eccentric Squats. *J. Sports Med. Phys. Fit.* 56, 1540-1546.
8. Coratella G., Beato M., Cè E., Scurati R., Milanese C., Schena F., et al. (2019). Effects of In-Season Enhanced Negative Work-Based vs Traditional Weight Training on Change of Direction and Hamstrings-To-Quadriceps Ratio in Soccer Players. *Biol. Sport.* 36, 241-248.
9. Coratella G., Tornatore G., Longo S., Borrelli M., Doria C., Esposito F., et al. (2020a). The Effects of Verbal Instructions on Lower Limb Muscles' Excitation in Back-Squat. *Res. Q. Exerc. Sport* 93, 429-435.
10. Coratella G., Tornatore G., Longo S., Esposito F., Cè E. (2020b). An Electromyographic Analysis of Lateral Raise Variations and Frontal Raise in Competitive Bodybuilders. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 17, 6015.
11. Coratella G., Tornatore G., Longo S., Esposito F., Cè E. (2020c). Specific Prime Movers' Excitation during Free-Weight Bench Press Variations and Chest Press Machine in Competitive Bodybuilders. *Eur. J. Sport Sci.* 20, 571-579.
12. Coratella G., Tornatore G., Caccavale F., Longo S., Esposito F., Cè E. (2021). The Activation of Gluteal, Thigh, and Lower Back Muscles in Different Squat Variations Performed by Competitive Bodybuilders: Implications for Resistance Training. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 18, 772.
13. Coratella G., Tornatore G., Longo S., Esposito F., Cè E. (2022). An Electromyographic Analysis of Romanian, step-Romanian, and Stiff-Leg Deadlift: Implication for Resistance Training. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 19, 1903.
14. Dicus J. R., Holmstrup M. E., Shuler K. T., Rice T. T., Raybuck S. D., Siddons C. A. (2018). Stability of Resistance Training Implement Alters EMG Activity during the Overhead Press. *Int. J. Exerc. Sci.* 11, 708-716.
15. Duchateau J., Enoka R. M. (2016). Neural Control of Lengthening Contractions. *J. Exp. Biol.* 219, 197-204.
16. Escamilla R. F., Yamashiro K., Paulos L., Andrews J. R. (2009). Shoulder Muscle Activity and Function in Common Shoulder Rehabilitation Exercises. *Sports Med.* 39, 663-685.
17. Heneghan N. R., Baker G., Thomas K., Falla D., Rushton A. (2018). What Is the Effect of Prolonged Sitting and Physical Activity on Thoracic Spine Mobility? an Observational Study of Young Adults in a UK University Setting. *BMJ Open* 8, e019371.
18. Hermens H. J., Freriks B., Disselhorst-Klug C., Rau G. (2000). Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10, 361-374. Available at:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11018445>. (Accessed November 15, 2016).

19. Hopkins W. G., Marshall S. W., Batterham A. M., Hanin J. (2009). Progressive Statistics for Studies in Sports Medicine and Exercise Science. *Med. Sci. Sport. Exerc.* 41, 3-12.
20. Ichihashi N., Ibuki S., Otsuka N., Takashima S., Matsumura A. (2014). Kinematic Characteristics of the Scapula and Clavicle during Military Press Exercise and Shoulder Flexion. *J. Shoulder Elb. Surg.* 23, 649-657.
21. Kohler J. M., Flanagan S. P., Whiting W. C. (2010). Muscle Activation Patterns while Lifting Stable and Unstable Loads on Stable and Unstable Surfaces. *J. Strength Cond. Res.* 24, 313-321.
22. Kolber M. J., Corrao M., Hanney W. J. (2013). Characteristics of Anterior Shoulder Instability and Hyperlaxity in the Weight-Training Population. *J. Strength Cond. Res.* 27, 1333-1339.
23. Kolber M. J., Cheatham S. W., Salamh P. A., Hanney W. J. (2014). Characteristics of Shoulder Impingement in the Recreational Weight-Training Population. *J. Strength Cond. Res.* 28, 1081-1089.
24. Lauver J. D., Cayot T. E., Scheuermann B. W. (2016). Influence of Bench Angle on Upper Extremity Muscular Activation during Bench Press Exercise. *Eur. J. Sport Sci.* 16, 309-316.
25. Luczak J., Bosak A., Riemann B. L. (2013). Shoulder Muscle Activation of Novice and Resistance Trained Women during Variations of Dumbbell Press Exercises. *J. Sports Med.* 2013, 1-6.
26. Maeo S., Takahashi T., Takai Y., Kanehisa H. (2013). Trainability of Muscular Activity Level during Maximal Voluntary Co-contraction: Comparison between Bodybuilders and Nonathletes. *PLoS One* 8, e79486.
27. McCaw S. T., Friday J. J. (1994). A Comparison of Muscle Activity between a Free Weight and Machine Bench Press. *J. Strength Cond. Res.* 8, 259-264.
28. McKean M. R., Burkett B. J. (2015). Overhead Shoulder Press - In-Front of the Head or behind the Head? *J. Sport Health Sci.* 4, 250-257.
29. Merlo A., Campanini I. (2010). Technical Aspects of Surface Electromyography for Clinicians. *Torehj* 3, 98-109.
30. Paoli A., Marcolin G., Petrone N. (2010). Influence of Different Ranges of Motion on Selective Recruitment of Shoulder Muscles in the Sitting Military Press: An Electromyographic Study. *J. Strength Cond. Res.* 24, 1578-1583.
31. Pereira E., Moyses S. J., Ignácio S. A., Mendes D. K., da Silva D. S., Carneiro E., et al. (2019). Anabolic Steroids Among Resistance Training Practitioners. *PLoS One* 14, e0223384.
32. Saeterbakken A. H., Fimland M. S. (2013). Effects of Body Position and Loading Modality on Muscle Activity and Strength in Shoulder Presses. *J. Strength Cond. Res.* 27, 1824-1831.
33. Saeterbakken A. H., Mo D.-A., Scott S., Andersen V. (2017). The Effects of Bench Press Variations in Competitive Athletes on Muscle Activity and Performance. *J. Hum. Kinet.* 57, 61-71.
34. Schoenfeld B. J., Ogborn D., Krieger J. W. (2016). Effects of Resistance Training Frequency on Measures of Muscle Hypertrophy: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med.* 46, 1689-1697.
35. Schwanbeck S., Chilibeck P. D., Binsted G. (2009). A Comparison of Free Weight Squat to Smith Machine Squat Using Electromyography. *J. Strength Cond. Res.* 23, 2588-2591.
36. Škarabot J., Brownstein C. G., Casolo A., Del Vecchio A., Ansdell P. (2020). The Knowns and Unknowns of Neural Adaptations to Resistance Training. *Eur. J. Appl. Physiol.* 121, 675-685.
37. Uribe B. P., Coburn J. W., Brown L. E., Judelson D. A., Khamoui A. V., Nguyen D. (2010). Muscle Activation when Performing the Chest Press and Shoulder Press on a Stable Bench vs. A Swiss Ball. *J. Strength Cond. Res.* 24, 1028-1033.
38. Vigotsky A. D., Halperin I., Lehman G. J., Trajano G. S., Vieira T. M. (2018). Interpreting Signal Amplitudes in Surface Electromyography Studies in Sport and Rehabilitation Sciences. *Front. Physiol.* 8, 985.
39. Vigotsky A. D., Halperin I., Trajano G. S., Vieira T. M. (2022). Longing for a Longitudinal Proxy : Acutely Measured Surface EMG Amplitude Is Not a Validated Predictor of Muscle Hypertrophy. *Sports Med.* 52, 193-199.
40. Williams M. R., Hendricks D. S., Dannen M. J., Arnold A. M., Lawrence M. A. (2020). Activity of Shoulder Stabilizers and Prime Movers during an Unstable Overhead Press. *J. Strength Cond. Res.* 34, 73-78.

Cita Original

Coratella G, Tornatore G, Longo S, Esposito F and Cè E (2022) Front vs Back and Barbell vs Machine Overhead Press: An Electromyographic Analysis and Implications For Resistance Training. *Front. Physiol.* 13:825880. doi: 10.3389/fphys.2022.825880