

Article

Influencia de la Posición del Tronco Durante Tres Ejercicios de Estocadas sobre la Activación Muscular en Mujeres Entrenadas

Ewertton De S. Bezerra^{1,2}, Fernando Diefenthaler¹, João Pedro Nunes³, Raphael L. Sakugawa¹, Isabel Heberle¹, Bruno M. Moura¹, Antônio R. P. Moro¹, Giuseppe Marcolin⁴ y And Antonio Paoli⁴

¹Biomechanics Laboratory, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, BRAZIL

²Human Performance Laboratory, Federal University of Amazonas, Manaus, BRAZIL

³Metabolism, Nutrition, and Exercise Laboratory, Physical Education and Sport Center, Londrina State University, Londrina, BRAZIL

⁴Nutrition and Exercise Physiology Laboratory, Department of Biomedical Sciences, University of Padova, Padova, ITALY

RESUMEN

El presente estudio tuvo como objetivo comparar la activación del erector de la columna lumbar inferior, glúteo mayor, bíceps femoral y recto femoral en dos posiciones del tronco (recto e inclinado) durante tres ejercicios de estocada (estática, paso adelante y caminata) en el entrenamiento de mujeres jóvenes en un diseño cruzado aleatorio. Se seleccionaron doce mujeres (24 ± 3 años) y se realizó el ejercicio de estocada con una sobrecarga del 30% del peso corporal en seis condiciones para analizar la activación muscular mediante señales de electromiografía de superficie. Se observó una mayor activación en el erector de la columna (% MVIC) ($p < 0.05$) cuando la posición del tronco estaba inclinada (recta = 20 ± 15 , inclinada = 40 ± 29) y durante la condición de estocada al caminar (estática = 24 ± 16 , paso adelante = 26 ± 22 , caminar = 40 ± 33). Se observó una mayor activación en el glúteo mayor durante las condiciones de estocadas de paso adelante y marcha (estática = 31 ± 12 , paso adelante = 54 ± 20 , marcha = 58 ± 30). Todas las condiciones mostraron activaciones similares en el bíceps femoral y el recto femoral ($p > 0.05$). Los resultados indican que colocar el tronco en una posición inclinada hacia adelante induce una mayor activación del erector de la columna lumbar inferior y las variaciones de estocadas dinámicas provocan una mayor activación muscular en el glúteo mayor que las estocadas estáticas. Además, parece que las variaciones del tronco y del ejercicio no influyen en la activación de los músculos del muslo.

INTRODUCCIÓN

La estocada es un ejercicio de piernas unilateral de múltiples articulaciones que involucra los músculos extensores de la rodilla y la cadera. Este ejercicio se realiza con frecuencia en entornos de fitness y rehabilitación debido a sus características de cadena cinética cerrada y similitud con los patrones de movimiento de las actividades de la vida diaria (10, 11, 13, 17). También se utiliza en programas deportivos para mejorar el rendimiento de saltadores (2) y velocistas (12), así como en un programa de acondicionamiento físico recreativo de jóvenes practicantes sanos.

Hay muchas variaciones para ejecutar la estocada, también conocida como sentadilla *split*. Se puede realizar como un movimiento estático, de pasos o de caminata, y se puede realizar utilizando el peso corporal, barras, bandas elásticas o mancuernas como sobrecarga. Se puede realizar con el pie trasero (o también el delantero) apoyado en el suelo o apoyado y elevado, así como realizando el paso de forma lateral, en diagonal, hacia atrás o hacia adelante.

La forma en que estas diferentes formas de estocadas influyen en las acciones de las articulaciones y los músculos se ha investigado anteriormente. Por ejemplo, Riemann y colaboradores notaron que las estocadas hacia adelante presentaban una mayor acción de la cadera, mientras que las estocadas laterales provocaban mayores contribuciones de los extensores del tobillo y rodilla (18). Mausehund y cols., recientemente observaron una activación similar de los motores primarios (es decir, el glúteo mayor y el vasto lateral) cuando la estocada se realizó con ambos pies en el suelo, con el pie trasero apoyado y elevado, o con el pie trasero descendiendo desde un cajón (13). Sin embargo, durante las dos últimas condiciones, el glúteo medio y los isquiotibiales se activaron a un nivel más alto que durante la estocada estándar (13). Esto sugiere que incluso pequeñas modificaciones en la estocada pueden cambiar las acciones articulares y musculares. Se observa una mayor activación de los motores secundarios cuando la estocada se realiza con mayor inestabilidad (6, 10, 20).

La realización de diferentes estocadas también puede afectar el movimiento de la parte superior del cuerpo en los planos lateral y sagital y, de manera intrincada, también la acción de la parte inferior del cuerpo (13, 18, 20). Aunque esto ha recibido menos atención en la literatura, la posición del tronco durante el ejercicio de estocada puede influir sobre el rendimiento de dicho ejercicio. Farrokhi y cols., observaron que durante la estocada hacia adelante, colocar el tronco en una posición inclinada hacia adelante aumenta el impulso y el reclutamiento de los músculos extensores de la cadera en comparación con una posición de tronco recto (6). Queda por explorar cómo la posición del tronco afecta de manera concluyente el movimiento durante las diferentes variaciones de estocadas, así como la cinemática y la activación de los músculos de la parte inferior del cuerpo. Sin embargo, una vez que se hayan realizado las investigaciones en estas áreas, esta información se puede aplicar a la selección de ejercicios para una variedad de usos diferentes.

Por lo tanto, el presente estudio tuvo como objetivo comparar la activación del erector de la columna lumbar inferior (LLES), glúteo mayor (GM), bíceps femoral (BF) y recto femoral (RF) utilizando la actividad de electromiografía de superficie (EMG) en dos posiciones de tronco (recto e inclinado) durante tres ejercicios de estocadas (estático, paso hacia adelante y caminata) en mujeres jóvenes. Se planteó la hipótesis de que inclinar el tronco durante las estocadas dinámicas aumentaría la activación muscular.

MÉTODOS

Participantes

La captación de los participantes se realizó a través de publicaciones en redes sociales y entrega de folletos a domicilio en el área universitaria. Los criterios de inclusión fueron los siguientes: mujeres de 20 a 30 años, sin lesiones lumbares, sacroilíacas o de miembros inferiores en el último año y sin disfunciones ortopédicas, y participación en entrenamiento de la fuerza de manera regular durante al menos un año. Veinte mujeres sanas se ofrecieron como voluntarias y fueron entrevistadas individualmente. Ocho mujeres fueron descartadas por no cumplir con los criterios de inclusión. Por lo tanto, las doce mujeres restantes se incluyeron en los análisis finales que se pueden encontrar en la Tabla 1 a continuación. El tamaño de muestra final se considera satisfactorio ($n > 11$) para lograr una potencia de 0.8 y un α de 0.05 para un estudio de 1:6 (grupos:condiciones), con un tamaño del efecto de 0.25.

Tabla 1. Datos demográficos de las participantes.

Age (yrs)	Body Weight (kg)	Height (m)	Body Fat (%)	Training Experience (yrs)
24.4 ± 3.0	56.9 ± 5.6	1.62 ± 0.05	17.0 ± 5.9	2.5 ± 0.7

Protocolo

El presente estudio consistió en un diseño transversal. Los participantes visitaron el laboratorio dos veces. Durante la primera visita, los participantes recibieron una descripción detallada de los procedimientos del estudio, firmaron los

consentimientos informados, se sometieron a mediciones antropométricas (peso corporal, altura, longitud de las piernas y pliegues cutáneos) y se familiarizaron con los ejercicios. Durante la segunda visita, los datos necesarios para evaluar los resultados principales se recopilaban en las siguientes condiciones: estocada estática (STAT), estocada hacia adelante (FORW) o estocada al caminar (WALK), con el tronco en posición recta o inclinada.

La estocada STAT consistió en que la participante se colocaba de pie, con el pie derecho delante del pie izquierdo. Luego, la participante baja la rodilla izquierda hacia el suelo, flexionando al máximo la rodilla derecha (~90°-100°). A continuación, la participante vuelve a la posición inicial de pie. La estocada FORW consistió en que la participante se colocaba de pie con los pies juntos. Luego, la participante da un paso hacia adelante, bajando la rodilla izquierda (trasera) hacia el suelo, mientras flexiona al máximo la rodilla derecha (delantera) (~90°-100°). La participante vuelve a la posición inicial con los pies juntos empujando el pie derecho hacia atrás. La estocada WALK consistió en que la participante se ponía de pie con los pies juntos. Luego, la participante da un paso hacia adelante, bajando la rodilla izquierda (trasera) hacia el suelo, mientras flexiona al máximo la rodilla derecha (delantera) (~90°-100°). La participante luego da otro paso, empujando el pie izquierdo hacia adelante hasta una posición de pie con los pies juntos. Se puede encontrar una descripción detallada en la Figura 1. La distancia entre los pies para la condición STAT y la longitud del paso para las condiciones FORW y WALK se normalizaron por la longitud de cada pierna (79.4 ± 4.2 cm). Se instruyó a las participantes para que mantuvieran las curvas fisiológicas de la columna durante las dos condiciones del tronco. Durante la ejecución de los ejercicios, un instructor evaluó la técnica y brindó ayudas verbales para cada movimiento.

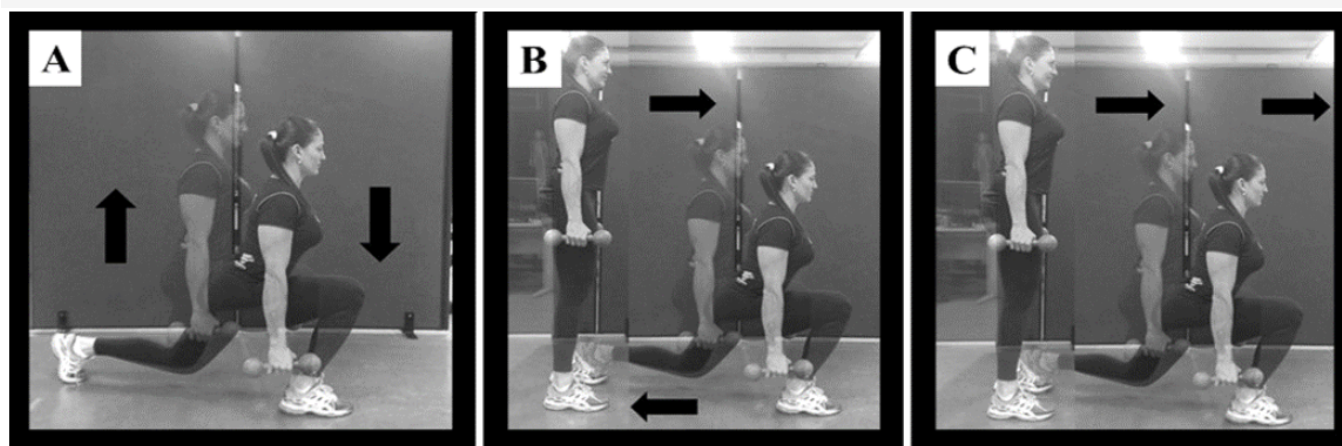


Figura 1. Variaciones del ejercicio de estocada para ambas posiciones del tronco: A: STAT (estocada estática); B: FORW (estocada con paso hacia adelante); C: WALK (estocada caminando). Las flechas indican el desplazamiento durante la ejecución de los ejercicios.

Durante la segunda visita, las participantes realizaron un calentamiento de 10 minutos en una cinta ergométrica (caminata a velocidad moderada), seguido de dos contracciones isométricas voluntarias máximas (MVIC) de 5 seg con un descanso de 60 seg entre las MVICs (9). Después de 10 minutos, las participantes ejecutaron los ejercicios de estocada en una secuencia aleatoria (con el tronco recto o inclinado; STAT, FORW o WALK) con una carga adicional del 30% del peso corporal a través de dos mancuernas, una en cada mano. Los ejercicios se realizaron en una serie de seis repeticiones de manera lenta y controlada, utilizando un tempo de 2:1:2 (2 seg para la fase ascendente/concéntrica, pausa de 1 seg, 2 seg para la fase descendente/excéntrica). A las participantes se les dio un descanso de 5 minutos entre los ejercicios.

Se evaluó la cinemática de los ejercicios de estocada para determinar con precisión las fases ascendentes/concéntricas y descendentes/excéntricas, luego para sincronizar los datos cinemáticos y EMG y obtener la activación muscular en la fase exacta de las repeticiones. Se utilizó un sistema de infrarrojos de ocho cámaras, que funcionaba a 100 Hz, para crear un modelo de cuerpo completo (modelo ViconMX T20-S, Denver, CO, EE. UU.). Este sistema permitió la recopilación de datos cinemáticos de marcadores esféricos reflectantes pasivos colocados bilateralmente en puntos de referencia anatómicos específicos. Para este modelo, los marcadores se fijaron con cinta adhesiva médica de doble cara en la cabeza (casco con 3 marcadores), tronco (acromion y apófisis espinosa de la séptima vértebra cervical), brazos (epicóndilo de la muñeca lateral y medial, apófisis estiloides cubital y radial), mano (parte superior del tercer hueso metacarpiano), pelvis (espina ilíaca antero-superior y espina ilíaca postero-superior), muslo (trocanter mayor y cóndilo lateral), canilla (cabeza del peroné) y pie (calcáneo y cabeza del quinto metatarsiano).

El inicio de la fase concéntrica de las repeticiones se identificó cuando el marcador virtual de la cadera alcanzaba el valor

vertical más bajo y terminaba cuando este marcador mostraba el valor vertical más alto.

Los datos EMG de superficie se recopilaron utilizando un sistema EMG inalámbrico Delsys Trigno y sensores Trigno (Delsys Inc., Natick, MA, EE. UU.) a una frecuencia de muestreo de 2000 Hz. A su llegada al laboratorio el día de la medición, la piel de cada participante se afeitó y se limpió con alcohol isopropílico con una pluma dermatográfica en los sitios de los electrodos. Los electrodos se colocaron en el lado derecho del cuerpo, paralelos a las fibras musculares, siguiendo la recomendación de la Electromiografía de Superficie para la Evaluación No Invasiva de los Músculos (8). Para el LLES, los electrodos se colocaron 3 cm lateral a la columna y casi al nivel de la cresta ilíaca entre las vértebras L3 y L4. Para el GM, los electrodos se colocaron a mitad entre la distancia del trocánter mayor y la segunda vértebra sacra en el vientre del músculo. Para el BF, los electrodos se colocaron a mitad entre la distancia de la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia. Para el RF, los electrodos se colocaron 1/3 proximal entre la distancia de la espina ilíaca anterosuperior y el lado superior de la rótula. Las señales de sEMG sin procesar se filtraron utilizando un filtro digital Butterworth de paso de banda recursivo de cuarto orden a 20-500 Hz y se procesaron en valores de raíz cuadrada media (RMS). Los datos de los músculos LLES, GM, BF y RF se normalizaron por el RMS promedio de ambas mesetas de la MVIC de 1-seg para cada músculo. Como se mencionó anteriormente, los valores de EMG se sincronizaron con los datos cinemáticos para definir con precisión el punto de tiempo de las acciones concéntricas de los músculos. El RMS medio durante la fase ascendente se calculó para la tercer prueba de cada uno de los seis movimientos de ejercicio, y los valores aquí obtenidos representaron la activación muscular de cada músculo y se expresaron en % de la MVIC. Para los análisis, se desarrollaron rutinas matemáticas apropiadas utilizando el software Matlab 8.0 (Math Works Inc., Natick, EE. UU.). Esta investigación fue aprobada por el Comité de Ética de la Universidad local. Todos los procedimientos se llevaron a cabo de acuerdo con la Declaración de Helsinki y cumplieron con los estándares éticos de la *International Journal of Exercise Science* (15).

Análisis estadístico

La normalidad y homogeneidad de las variaciones se verificaron mediante las pruebas de Shapiro-Wilk y Levene. Se utilizó un análisis de varianza bidireccional para comparar los resultados durante las diferentes posiciones del tronco (recto vs inclinado) en tres ejercicios (STAT vs FORW vs WALK). Se utilizó la prueba *post-hoc* de Tukey para identificar las diferencias medias cuando fue necesario. El tamaño del efecto (ES) se calculó como la diferencia de medias dividida por la desviación estándar combinada (4). Un ES de 0.00-0.19 se consideró trivial, 0.20-0.49 pequeño, 0.50-0.79 moderado y ≥ 0.80 grande (4). Se aceptó un valor de $p < 0.05$ como estadísticamente significativo. Los datos se expresaron como media, desviación estándar e intervalos de confianza del 95%, y se almacenaron y analizaron con el software SPSS v. 21.0 (IBM Corp., Armonk, NY, EE. UU.).

RESULTADOS

Para la activación de LLES, los efectos principales de la posición del tronco (recto = 20 ± 15 , inclinado = 40 ± 29 ; $F = 14.554$; $p < 0.001$; potencia observada [op] = 0.964) o ejercicio (STAT = 24 ± 16 , FORW = 26 ± 22 , PASEO = 40 ± 33 ; $F = 3.843$; $p = 0.026$; op = 0.678) fueron observados. Colocar el tronco en una posición inclinada hacia adelante provocó una activación mucho mayor (ES = 0.92) en comparación con la condición de tronco recto. Durante la estocada de WALK, se observó una activación moderadamente mayor en comparación con las condiciones de estocada STAT ($p = 0.036$; ES = 0.71) y FORW ($p = 0.070$; ES = 0.63). Sin embargo, se observaron resultados similares entre STAT y FORW ($p = 0.958$; ES = 0.08). No se observó ningún efecto de interacción tronco * ejercicio ($F = 0.015$; $p = 0.985$; op = 0.052). Para el GM, no se observaron efectos principales de la posición del tronco (recto = 45 ± 26 , inclinado = 50 ± 23 ; $F = 0.856$; $p = 0.358$; op = 0.149); sin embargo, se observó un efecto principal para el ejercicio (STAT = 31 ± 12 , FORW = 54 ± 20 , WALK = 58 ± 30 ; $F = 10.544$; $p < 0.001$; op = 0.986). Se observó una activación mucho más alta para las condiciones de estocada FORW ($p < 0.001$; ES = 1.13) y WALK ($p < 0.001$; ES = 1.31) en comparación con la condición STAT. Se observaron resultados similares entre FORW y WALK ($p = 0.825$; ES = 0.18). No se observó ningún efecto de interacción tronco * ejercicio ($F = 0.388$; $p = 0.680$; op = 0.110). Para el BF, no hubo efectos principales de la posición del tronco (recto = 23 ± 18 , inclinado = 24 ± 16 ; $F = 0.130$; $p = 0.719$; op = 0.065), o ejercicio (STAT = 21 ± 19 , FORW = 26 ± 16 , PASEO = 24 ± 15 ; $F = 0.361$; $p = 0.699$; op = 0.106). Además, no se encontró interacción tronco * ejercicio ($F = 1.874$; $p = 0.162$; op = 0.377). Para el RF, no hubo efectos principales de la posición del tronco (recto = 68 ± 30 , inclinado = 72 ± 28 ; $F = 0.307$; $p = 0.581$; op = 0.085), o ejercicio (STAT = 64 ± 32 , FORW = 69 ± 26 , CAMINATA = 75 ± 29 ; $F = 0.788$; $p = 0.459$; op = 0.179). No se observó interacción tronco * ejercicio ($F = 0.273$; $p = 0.762$; op = 0.091). Los resultados de la activación durante las seis condiciones se muestran en la Figura 2.

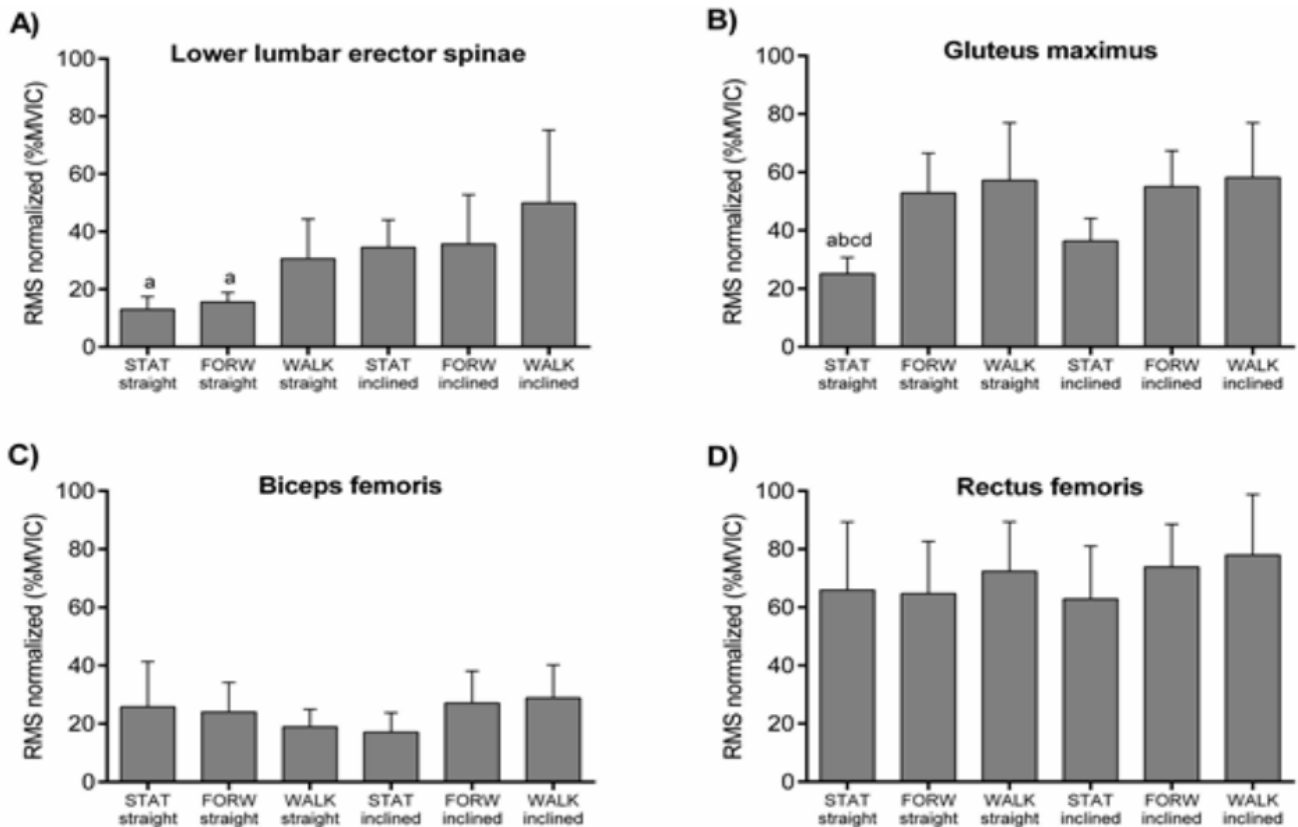


Figura 2. Valores de la activación muscular en variaciones de la estocada ($n = 12$). STAT = estocada estática. FORW = estocada con paso hacia adelante. WALK = estocada caminando. *a* $P < 0.05$ vs WALK inclinado. *b* $P < 0.05$ vs. FORW inclinado. *c* $P < 0.05$ vs. WALK recto. *d* $P < 0.05$ vs FORW recto.

DISCUSIÓN

Los principales hallazgos del presente estudio fueron que para el LLES, se observaron activaciones más altas cuando el tronco se colocó inclinado y durante la estocada WALK. Para el GM, se observaron activaciones más altas durante las estocadas FORW y WALK. Además, las variaciones del tronco y del ejercicio no influyen en la activación de los músculos BF y RF. Por lo tanto, se confirmaron parcialmente las hipótesis iniciales de que inclinar el tronco y hacer estocadas en movimiento aumentaría la actividad EMG. La falta de hallazgos de efectos principales para la posición del tronco y el ejercicio hace que la selección de ejercicios con un enfoque sobre el BF o el RF sea más flexible para esta población y, por lo tanto, se basa en la preferencia o el objetivo del profesional de la salud. Sin embargo, dado que se observaron algunos efectos principales para LLES y GM, es necesario hacer consideraciones adicionales.

Ningún estudio previo ha explorado la influencia de la posición del tronco durante el ejercicio de estocadas sobre la activación de los músculos del tronco. Este estudio observó que durante las condiciones de estocada STAT y FORW con el tronco enderezado (recto), la activación muscular fue menor en el LLES en comparación con la condición de WALK con el tronco inclinado. Aunque no se exploraron en este estudio, estos resultados podrían atribuirse a factores como la necesidad de mantener la inclinación pélvica anterior y estabilizar la posición del tronco cuando las participantes daban pasos hacia adelante. Por ejemplo, se ha observado anteriormente que durante una sentadilla trasera, el LLES se activaba menos cuando el ejercicio se hacía con profundidad parcial (que requiere menos mantenimiento de la inclinación pélvica) que con profundidad total (16). De la misma manera, durante las sentadillas con máquina en hack y Smith, condiciones que requieren menor estabilidad, también se observó una menor activación del LLES en comparación con la sentadilla tradicional con barra (3, 7). Una mayor exigencia de estabilidad parece ser un factor principal que induce una mayor activación del LLES, ya incluso cuando se realiza un ejercicio con una mayor carga externa debido a una mayor acción muscular.

Teniendo en cuenta la menor activación del LLES obtenida en la estocada FORW con el tronco recto, esta variación puede

ser preferible para las mujeres jóvenes que sufren de dolor lumbar crónico o agudo. Aunque el LLES debe fortalecerse para aliviar el dolor lumbar, las variaciones de entrenamiento deben enfocarse en evitar el dolor y la incomodidad innecesarios (19).

Dada la activación relativamente alta del músculo GM (>50% de MVIC) durante las estocadas FORW y WALK, las personas que deseen promover el fortalecimiento del GM deben incluir uno de estos ejercicios en su protocolo de entrenamiento (1, 11). Esta lógica también se puede aplicar a la estocada STAT, aunque, si se elige, debe realizarse con el tronco inclinado debido a un reclutamiento del GM mucho mayor (ES = 0.94). Farrokhi y cols. también observaron una mayor activación del GM cuando el tronco estaba inclinado en comparación con la posición recta/neutra (6). Este estudio sugiere que las estocadas STAT, FORW o WALK pueden inducir mejoras morfofuncionales relevantes en el RF, pero no en el BF. Sin embargo, las variaciones en la posición del tronco y el ejercicio no influyeron en la activación de los músculos RF y BF. Es importante tener en cuenta que las variaciones de estocadas específicas para el grupo de músculos objetivo deben incluirse para crear un programa de entrenamiento completo para la parte inferior del cuerpo (5, 10, 14, 17). Esto puede ser importante principalmente para las mujeres porque presentan una mayor proporción de activación del GM:BF y RF:BF en comparación con los hombres (14, 21). Además, teniendo en cuenta la influencia del sexo en los resultados de la EMG, la falta de influencia del tronco sobre la activación del muslo en el presente estudio en comparación con estudios anteriores puede explicarse por la muestra mixta que utilizaron (6). Es posible que los hombres se vean influenciados por la posición del tronco en la estocada, mientras que las mujeres no, pero esto requiere más investigaciones comparativas.

Cabe mencionar algunas preocupaciones con respecto al presente estudio. Para la presente investigación se seleccionó un grupo de mujeres jóvenes entrenadas. Por lo tanto, los resultados aquí observados deben extrapolarse con precaución para las mujeres no entrenadas. Lo mismo es válido para homólogos masculinos y mayores. Además, el tamaño de la muestra relativamente pequeño podría haber afectado los resultados. Además, los electrodos se colocaron en regiones específicas del tronco y los músculos de las extremidades inferiores. Por lo tanto, la adición de más electrodos en diferentes músculos o regiones musculares ofrecería un mejor análisis de los resultados y una mayor aplicación para la selección de ejercicios.

En resumen, colocar el tronco inclinado hacia adelante induce, en promedio, una mayor activación del LLES, independientemente de la variación del ejercicio de estocada realizado. Además, las variaciones del tronco y del ejercicio no influyen en la activación de los músculos BF y RF, pero se obtiene una mayor activación del GM cuando el ejercicio de estocada se realiza en pasos hacia adelante o caminando. Los entrenadores y practicantes deben seleccionar ejercicios de estocadas para mujeres jóvenes teniendo en cuenta el objetivo de la participante, particularmente cuando se intenta poner mayor énfasis en un músculo objetivo.

REFERENCIAS

1. Andersen LL, Magnusson SP, Nielsen M, Haleem J, Poulsen K, Aagaard P. (2006). Neuromuscular activation in conventional therapeutic exercises and heavy resistance exercises: Implications for rehabilitation. *Phys Ther* 86(5): 683-97
2. Bishop CJ, Tarrant J, Jarvis PT, Turner AN. (2017). Using the split squat to potentiate bilateral and unilateral jump performance. *J Strength Cond Res* 31(8): 2216-22
3. Clark DR, Lambert MI, Hunter AM. (2019). Trunk muscle activation in the back and hack squat at the same relative loads. *J Strength Cond Res* 33(Suppl 1): S60-9
4. Cohen J. (1992). A power primer. *Psychol Bull* 112(1): 155-9
5. Contreras B, Vigotsky AD, Schoenfeld BJ, Beardsley C, Cronin J. (2016). A comparison of gluteus maximus, biceps femoris, and vastus lateralis electromyography amplitude in the parallel, full, and front squat variations in resistance-trained females. *J Appl Biomech* 32(1): 16-22
6. Farrokhi S, Pollard CD, Souza RB, Chen Y-J, Reischl S, Powers CM. (2008). Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *J Orthop Sports Phys Ther* 38(7): 403-9
7. Fletcher IM, Bagley A. (2014). Changing the stability conditions in a back squat: The effect on maximum load lifted and erector spinae muscle activity. *Sport Biomech* 13(4): 380-90
8. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10(5): 361-74
9. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG, Rodgers MM, Romani WA. (2005). Muscles: Testing and function with posture and pain. 5th ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins
10. Krause DA, Elliott JJ, Fraboni DF, McWilliams TJ, Rebhan RL, Hollman JH. (2018). Electromyography of the hip and thigh muscles during two variations of the lunge exercise: A cross-sectional study. *Int J Sports Phys Ther* 13(2): 137-42
11. Krause Neto W, Soares EG, Vieira TL, Aguiar R, Chola TA, Sampaio VL, et al. (2020). Gluteus maximus activation during common strength and hypertrophy exercises: A systematic review. *J Sport Sci Med* 19(1): 195-203
12. Lockie RG, Risso FG, Lazar A, Giuliano D V, Stage AA, Liu TM, et al. (2017). Between-leg mechanical differences as measured by the Bulgarian split-squat: Exploring asymmetries and relationships with sprint acceleration. *Sports (Basel)* 5(3): 65

13. Mausehund L, Skard AE, Krosshaug T. (2019). Muscle activation in unilateral barbell exercises: Implications for strength training and rehabilitation. *J Strength Cond Res 33(Suppl 1): S85-94.*
14. Mehls K, Grubbs B, Jin Y, Coons J. (2020). Electromyography comparison of sex differences during the back squat. *J Strength Cond Res (Epub ahead of print)* doi: 10.1519/JSC.0000000000003469.
15. Navalta JW, Stone WJ, Lyons TS. (2019). Ethical issues relating to scientific discovery in exercise science. *Int J Exerc Sci 12(1): 1-8*
16. Oshikawa T, Morimoto Y, Kaneoka K. (2018). Lumbar lordosis angle and trunk and lower-limb electromyographic activity comparison in hip neutral position and external rotation during back squats. *J Phys Ther Sci 30(3): 434-8*
17. Ribeiro AS, Nunes JP, Schoenfeld BJ. (2020). Selection of resistance exercises for older individuals: The forgotten variable. *Sports Med 50(6): 1051-7*
18. Riemann B, Congleton A, Ward R, Davies GJ. (2013). Biomechanical comparison of forward and lateral lunges at varying step lengths. *J Sports Med Phys Fitness 53(2): 130-8*
19. Searle A, Spink M, Ho A, Chuter V. (2015). Exercise interventions for the treatment of chronic low back pain: A systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Clin Rehabil 29(12): 1155-67*
20. Stastny P, Lehnert M, Zaatar AMZ, Svoboda Z, Xaverova Z. (2015). Does the dumbbell-carrying position change the muscle activity in split squats and walking lunges? *J Strength Cond Res 29(11): 3177-87.*
21. Zeller BL, Mccrory JL, Kibler W Ben, Uhl TL. (2003). Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *Am J Sports Med 31(3): 449-56*

Cita Original

Bezerra, E. S., Diefenthaeler, F., Nunes, J. P., Sakugawa, R. L., Heberle, I., Moura, B. M., Moro, A., Marcolin, G., & Paoli, A. (2021). Influence of Trunk Position during Three Lunge Exercises on Muscular Activation in Trained Women. *International journal of exercise science*, 14(1), 202-210.