Selected Papers from Impact

Actividad Electromiográfica en el Glúteo Medio, Glúteo Mayor, Bíceps Femoral, Vasto Externo, Vasto Interno y Recto Femoral Durante los Ejercicios de Sentadilla Monopodal, Estocada Frontal y Subida Lateral

Electromyographic Activity in the Gluteus Medius, Gluteus Maximus, Biceps Femoris, Vastus Lateralis, Vastus Medialis and Rectus Femoris During the Monopodal Squat, Forward Lunge and Lateral Step-Up Exercises

Jose M. Muyor[1,2], Isabel Martın-Fuentes[2], David Rodrıguez-Ridao[2] y Jose A. Antequera-Vique[2]

[1]*Laboratory of Kinesiology Biomechanics and Ergonomics (KIBIOMER Lab.), Research Central Services, University of Almeria, Almería, Spain*
[2]*Health Research Centre University of Almería, Almería, Spain*

RESUMEN

Normalmente se realizan ejercicios de Sentadilla Monopodal, de Estocada Frontal y de Subida Lateral con el propio peso corporal de uno para propósitos de rehabilitación. Sin embargo, la actividad muscular evaluada usando electromiografía de superficie nunca se ha analizado entre estos tres ejercicios. Por lo tanto, los objetivos del presente estudio fueron evaluar la amplitud de la actividad EMG de los músculos glúteo medio, glúteo mayor, bíceps femoral, vasto externo, vasto interno y recto femoral en participantes que realizaron los ejercicios de subida lateral, estocada frontal y sentadilla onopodal. Un total de 20 participantes físicamente activos (10 hombres y 10 mujeres) realizaron 5 repeticiones al 60% (5 máximas repeticiones) en cada uno de los ejercicios evaluados. La amplitud de la EMG fue calculada en porcentaje de la contracción voluntaria máxima. El ejercicio de sentadilla monopodal demostró una actividad EMG superior ($p \leq 0.001$) respecto a los ejercicios de subida lateral y de estocada frontal en todos los músculos evaluados ($d > 0.6$), salvo el recto femoral. Los tres ejercicios mostraron una actividad EMG significativamente mayor en todos los músculos que se evaluaron en la fase concéntrica en relación con la excéntrica. En los tres ejercicios evaluados, el vasto externo y el vasto interno mostraron la actividad EMG más alta, seguida por el glúteo medio y el glúteo mayor. Los ejercicios de sentadilla monopodal, de estocada frontal y de elevación lateral no solo se recomiendan para fines de rehabilitación, sino que también se deben recomendar para objetivos de rendimiento y mejora de la fuerza de las extremidades inferiores

Palabras Clave: EMG, Glúteo medio, Glúteo mayor, Biceps femoral, Vasto externo, Vasto interno, Recto, Sentadilla monopodal, Estocada frontal, Subida lateral

ABSTRACT

The Monopodal Squat, Forward Lunge and Lateral Step-Up exercises are commonly performed with one's own body weight for rehabilitation purposes. However, muscle activity evaluated using surface electromyography has never been analyzed among these three exercises. Therefore, the objectives of the present study were to evaluate the amplitude of the EMG activity of the gluteus medius, gluteus maximus, biceps femoris, vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris muscles in participants performing the Lateral Step-Up, Forward Lunge and Monopodal Squat exercises. A total of 20 physically active participants (10 men and 10 women) performed 5 repetitions at 60% (5 repetition maximum) in each of the evaluated exercises. The EMG amplitude was calculated in percentage of the maximum voluntary contraction. The Monopodal Squat exercise showed a higher EMG activity ($p \leq 0.001$) in relation to the Lateral Step-Up and Forward Lunge exercises in all of the evaluated muscles ($d > 0.6$) except for the rectus femoris. The three exercises showed significantly higher EMG activity in all of the muscles that were evaluated in the concentric phase in relation to the eccentric one. In the three evaluated exercises, vastus lateralis and vastus medialis showed the highest EMG activity, followed by gluteus medius and gluteus maximus. The Monopodal Squat, Forward Lunge and Lateral Step-Up exercises not only are recommended for their rehabilitation purposes but also should be recommended for performance objectives and strength improvement in the lower limbs.

Keywords: EMG, Gluteus medius, Gluteus maximus, Biceps femoris, Vastus lateralis, Vastus medialis, Rectus femoris, Monopodal squat, Forward lunge, Lateral step-up

INTRODUCCIÓN

El entrenamiento contrarresistente constituye uno de los pilares básicos para mantener una condición física óptima [1], produciendo una masa muscular mayor y mejoras en la fuerza muscular [2], siendo de gran importancia para aumentar el rendimiento del atleta y en la prevención y recuperación de posibles lesiones [3]. En este sentido, los ejercicios de sentadilla y peso muerto y sus variantes, como la sentadilla paralela con barra atrás [4], sentadilla con barra atrás parcial y completa [5], peso muerto con barra hexagonal y peso muerto recto [6], normalmente se usan en el acondicionamiento muscular como prácticas básicas para el entrenamiento de la fuerza del tren inferior [7,8].

La electromiografía superficial (sEMG) es la técnica más común para evaluar la interacción entre los grupos musculares que están implicados en un ejercicio [9,10]. A partir de la señal de sEMG, nosotros podemos determinar la actividad electromiográfica (EMG) [9] que ocurre en cada repetición. Empleada adecuadamente, la sEMG puede determinar qué músculos están activos, su grado de actividad y qué tan activo se compara el músculo con la capacidad del sujeto [11]. En base a estos resultados, mejores ejercicios pueden seleccionarse según los objetivos de entrenamiento [12,13].

Recientemente, ha habido un aumento significativo en la variabilidad de la ejecución de estos ejercicios y/o movimientos en el acondicionamiento físico [14], tales como aquellos realizados unilateralmente en los ejercicios de subida o estocada [15,16]. Numerosos autores han intentado demostrar la necesidad de incorporar los ejercicios unilaterales en el entrenamiento de la fuerza debido a la aplicabilidad de estos ejercicios a los deportes y a la actividad diaria [17-19].

En este sentido, varios estudios han comparado la actividad EMG en participantes que realizaron ejercicios unilaterales, como la sentadilla unilateral, peso muerto unilateral y estocada cruzada posterior [20], o estocada frontal vs estocada lateral, sin encontrar alguna diferencia significativa entre estas prácticas [21]. Otros trabajos han comparado los ejercicios como el descenso, la sentadilla unilateral, la subida frontal y la estocada frontal bajo condiciones diferentes: altura de cajón [22], intensidad de la carga externa [23], uso de instrumentos [24] o rangos de movimiento diferentes [9]. Sin embargo, en la mayoría de estos estudios, los ejercicios se dirigieron con el propio peso del cuerpo [25] y sin ninguna diferenciación entre las fases de ejecución con respecto al movimiento concéntrico vs excéntrico.

En esta línea, en la mayoría de los estudios que se han dirigido actualmente, la señal de sEMG se ha evaluado por ciclo de ejecución del ejercicio, es decir, integrando las fases concéntricas y excéntricas en una única unidad de análisis [26-28]. Sin embargo, hay una falta de estudios que analicen la actividad EMG diferenciando la fase concéntrica y la fase excéntrica para determinar en qué momento del ejercicio existe un mayor nivel de activación muscular [9]. Este análisis permitiría tener más datos para ser recogidos en el comportamiento muscular durante el ejercicio para tomar mejores decisiones con respecto a la inclusión de estos ejercicios durante el entrenamiento [29].

No obstante, aún se necesita evaluar más la actividad EMG en los ejercicios de tren inferior unilaterales [30,31]. En suma,

ningún estudio se ha dirigido sobre el rendimiento de los ejercicios de sentadilla monopodal, estocada frontal y subida lateral para determinar qué grupos musculares tienen mayor actividad EMG o para determinar su actividad EMG en las fases concéntrica y excéntrica.

Por lo tanto, los objetivos del presente estudio fueron evaluar la actividad EMG de los músculos glúteo medio, glúteo mayor, bíceps femoral, vasto externo, vasto interno y recto femoral en los ejercicios de subida lateral, estocada frontal y sentadilla monopodal: 1) determinar cuál de estos tres ejercicios produce la mayor actividad EMG en los grupos musculares evaluados; 2) comparar la actividad EMG de la fase concéntrica vs la fase excéntrica; y 3) analizar qué músculos tienen la máxima actividad EMG en cada uno de los ejercicios evaluados.

MATERIALES Y MÉTODOS

Participantes

Un total de 20 participantes físicamente activos (10 hombres y 10 mujeres), voluntariamente participaron en el estudio. Las características se pueden observar en la Tabla 1.

Tabla 1. *Características descriptivas de la muestra.*

Table 1. Descriptive characteristics of sample. Mean (standard deviation).

	Mean (SD)
Age (years)	24.00 (5.55)
Body mass (kg)	70.40 (16.34)
Height (m)	1.69 (0.10)
BMI ($kg \cdot m^{-2}$)	24.10 (3.22)
5RM Lateral Step-Up (kg)	56.00 (17.96)
5RM Forward Lunge (kg)	58.50 (13.28)
5RM Monopodal Squat (kg)	54.25 (15.58)

Media (desviación estándar).
https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230841.t001

Los criterios de inclusión eran un mínimo de 6 meses de experiencia en entrenamiento en gimnasio y específicamente realizando los ejercicios que nosotros evaluamos en el presente estudio; ninguna enfermedad musculoesqueletica o lesión en los seis meses previos a las evaluaciones, ni cualquier molestia que impidiera o limite a los participantes en la ejecución de los ejercicios a ser evaluado. En suma, los participantes fueron instruidos a no someterse en una actividad física vigorosa durante las 24 horas antes de la evaluación. Esos voluntarios que, según los criterios del investigador, realizaban los ejercicios con una técnica pobre, eran excluídos del estudio. Después de explicar el procedimiento del estudio, todos los participantes firmaron su consentimiento informado. Este estudio fue aceptado por el Comité de Bioética de la Universidad de Almería, España. Los individuos en este manuscrito han dado el consentimiento informado por escrito (como está delineado en el formulario de consentimiento de PLOS) para publicar estos detalles de los casos.

Procedemientos

Todos los participantes realizaron dos sesiones de ejercicio que estaban 48 hs separadas, evitando así los efectos de fatiga muscular [27]. La primera sesión se enfocó en la familiarización con los ejercicios y la determinación de 5 máximas repeticiones (5 MR). En la segunda sesión, la actividad EMG se evaluó en los ejercicios de subida lateral, estocada frontal y sentadilla monopodales. Estos ejercicios fueron medidos en orden aleatorizado.

Sesión 1: Familiarización con los ejercicios de subida lateral, estocada frontal y sentadilla monopodal y la determinación de las 5MRs

Esta sesión comenzó registrando el tamaño de cada participante con una barra de altura Seca (Seca, Hamburgo, Alemania) y sus pesos corporales con una escala TANITA (modelo BF-350, Tanita, Tokio, Japón).

Posteriormente, cada participante realizó un ejercicio de calentamiento que consistió en 10 minutos de ejercicio cardiovascular en una cinta de correr (SALTER RS-30, Salter SA, Barcelona, España) a una intensidad entre el 40 y 60% de la frecuencia cardíaca máxima de reserva. Los sujetos fueron equipados con un transmisor de frecuencia cardíaca en el pecho y un registrador de muñeca, utilizando un Polar RS400 individual (Polar® Vantage NV, Polar Electro Oy, Finlandia). La FC máxima se predijo a partir de la fórmula de 220-edad en años [32]. Más tarde, se calculó el porcentaje de la frecuencia cardíaca de reserva (% FCRes) para cada sujeto. La frecuencia cardíaca de reserva (FCRes) se determinó mediante la FC máxima prevista menos la FC en reposo. El porcentaje de la FCres se determinó mediante (FC ejercicio-FC en reposo) X 0,4 o 0,6 [32]. Luego, se realizaron distintos ejercicios para la movilidad articular y el estiramiento dinámico activo de los músculos de las extremidades inferiores. Después del calentamiento, hubo 3 minutos de recuperación. En ningún caso el calentamiento causó fatiga en los participantes.

Luego, cada participante realizó 3 a 4 series para alcanzar la carga final de 5 máximas repeticiones, que fue definida como la carga máxima que puede levantarse sólo 5 veces (5 MR), manteniendo una técnica correcta para el ejercicio que se realiza [33]. Las 5 MR de la subida lateral, la estocada frontal y la sentadilla monopodale fueron calculados al azar para cada participante. El período de descanso entre cada serie y el ejercicio era de 3 a 5 minutos para evitar una posible fatiga muscular [33,34].

Entonces, los participantes fueron acostumbrados con el procedimiento del estudio para cada uno de los ejercicios evaluados. Para esto, los participantes realizaron 3 series al menos entre el 20% y 40% de las 5 MR predeterminadas hasta que los investigadores estuvieran satisfechos con la técnica y los participantes se sintieran cómodos y seguros con la técnica y ejecución de los ejercicios. Los participantes descansaron de 1.5 a 3 minutos entre las series y los ejercicios.

Sesión 2. Registro de los datos de la sEMG

Los participantes debían evitar el ejercicio físico o actividades intensas durante al menos 48 horas antes de esta sesión de evaluación [35]. Primero, se realizó un calentamiento idéntico al de la primera sesión. La piel se preparó afeitando las áreas de adhesión de los electrodos y limpiándola con alcohol isopropílico al 96% y algodón. Posteriormente, se procedió a colocar los electrodos bipolares sEMG Ag/AgCl (Medico Lead-Lok, Noida, India), en el lado dominante del participante, siguiendo el protocolo descrito por el proyecto europeo *Surface ElectroMyoGraphy* para la evaluación no invasiva de los músculos (SENIAM: http://www.seniam.org). Luego, se procedió a la evaluación de la actividad EMG de 6 músculos del muslo (glúteo medio -GMed-, glúteo mayor -GMax-, bíceps femoral -BF-, vasto lateral -VL-, vasto medial -VM- y recto femoral -RF-) en los ejercicios de subida lateral, estocada frontal y sentadilla monopodal con una carga del 60% de 5 MR.

Los electrodos se colocaron a una distancia de 2 cm en una orientación longitudinal en relación con las fibras musculares del abdomen. El electrodo neutro se colocó fuera del abdomen del músculo evaluado, siguiendo las instrucciones del fabricante. Más específicamente, para el GMed, los electrodos se colocaron a una distancia del 50% entre la cresta ilíaca y el trocánter mayor [36]. Para la medición del Gmax, los electrodos se colocaron en el abdomen muscular a una distancia del 50% entre el borde lateral del sacro y el borde posterosuperior del trocánter mayor [37]. Para el BF, los electrodos se colocaron al 50% de la distancia entre la línea que forma la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia [38]. Para el VL, los electrodos se colocaron a dos tercios de la distancia entre la espina ilíaca anterior superior y el lado lateral de la rótula [35]. Con respecto al VM, los electrodos se colocaron al 80% de la distancia entre la espina ilíaca anterior superior y el espacio articular en el borde anterior del ligamento colateral medial [35]. Finalmente, para el RF, los electrodos se colocaron en el medio de la línea de la espina ilíaca superior anterior y en la parte superior de la rótula [39]. Todos los electrodos se cubrieron con una venda elástica para evitar su posible desplazamiento durante el ejercicio.

Contracción voluntaria máxima (MVIC)

Para normalizar y comparar la actividad EMG de los diferentes músculos entre los 3 ejercicios evaluados, se registró la señal sEMG de las contracciones voluntarias máximas (MVIC) [40] en las acciones funcionales para los siguientes músculos: para elGMed, una abducción de cadera se realizó en decúbito lateral [37]. Para el GMax, se realizó una extensión de cadera en decúbito prono junto con una contracción de glúteos sin resistencia externa [41]. Para el BF, se realizó una flexión de rodilla en decúbito prono y se mantuvo a 45º [42]. Para el VL y el RF, se realizó una extensión de rodillas a 45º mientras la columna se alineaba sentado [23]; finalmente, para el VM: se realizó una extensión de rodillas, a 75º con la columna alineada y sentado [23].

En todos los casos, el investigador impuso resistencia manual máxima en dirección opuesta al movimiento muscular. Cada participante realizó 2 MVIC por músculo durante 2 repeticiones de 5 segundos en contracción isométrica máxima para cada repetición [43]. Los ejercicios y las diferentes MVIC fueron evaluadas al azar. El coeficiente de correlación intraclase (ICC) fue superior a 0.97, mostrando una alta confiabilidad en todos las MVIC que fueron evaluadas.

Procedimiento experimental de las pruebas

Después de un período de descanso de 10 minutos entre los registros de MVIC, se procedió a realizar aleatoriamente los siguientes ejercicios para registrar la activación muscular en los 6 músculos descritos anteriormente (GMed, GMax, BF, VL, VM y RM) durante las fases concéntricas y excéntricas: subida lateral, estocada frontal y sentadilla monopodal. Se realizaron 5 repeticiones al 60% de 5 MR para cada ejercicio a una velocidad de 60 bpm (2 bpm para la fase concéntrica y 2 bpm para la fase excéntrica) utilizando un metrónomo KORG MA-1 (Keio Electronic Laboratories, Tokio , Japón). Se concedió un descanso de 3 a 5 minutos entre los ejercicios [44]. Los ICC en la señal sEMG entre cada repetición fueron superiores a 0,94 para todos los músculos y para todos los ejercicios que se evaluaron. En todos los ejercicios, utilizamos una barra olímpica de 20 kg que tenía una longitud de 220 cm y un diámetro de agarre de 28 mm (AZAFIT A017-1, Viseu, Portugal), y utilizamos discos que pesaban entre 1,25 kg y 20 kg (AZAFIT placas '*búmper*', Viseu, Portugal). La barra se colocó sobre los hombros y el trapecio (fibras superiores), con una empuñadura que era mayor que el ancho de los hombros y utilizando el rack como soporte inicial.

Subida lateral **(Fig 1A).**

Nosotros instruimos a los participantes a empezar desde la posición de pie al lado del cajón de 40 cm de altura (cajón pliométrico AZAFIT, Viseu, Portugal), pisar lateralmente sobre el cajób, siempre dejando un espacio libre para apoyar ambos pies sobre el cajón, así como en el suelo para el descenso. La rodilla del miembro dominante debía extenderse cuando el pie no dominante descansa sobre el cajón.

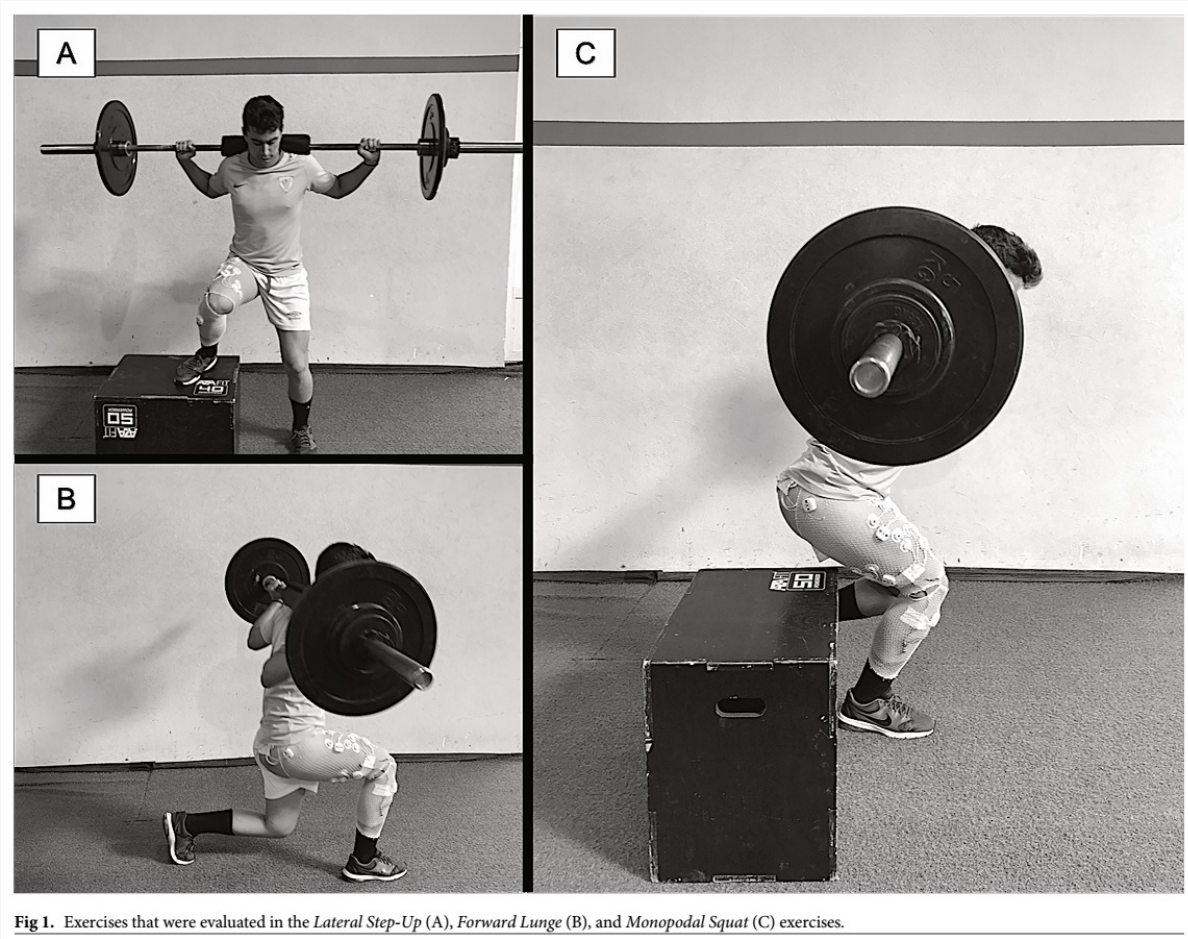

Fig 1. Exercises that were evaluated in the *Lateral Step-Up* (A), *Forward Lunge* (B), and *Monopodal Squat* (C) exercises.

Figura 1. *Ejercicios que fueron evaluados en la subida lateral (A), la estocada frontal (B), y la sentadilla monopodal (C).* https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230841.g001

Estocada frontal **(Fig 1B).**

El ejercicio consistió en realizar un paso largo frontal, siempre adelantando con el miembro dominante, hasta que la rodilla

se flexionara a 90º e impidiendo que la rodilla de la otra extremidad (hacia atrás) toque el suelo. Luego, se volvía a la posición inicial de pie y los pies se colocaban paralelos en el momento final de la ejecución. La distancia de zancada se marcó en el suelo (como referencia) y correspondía a una distancia natural de un paso y medio para cada participante.

Sentadilla monopodal **(Fig 1C).**

El ejercicio consistió en realizar una flexión de la rodilla de 75º de la extremidad dominante (en la fase excéntrica) con su extensión correspondiente (en la fase concéntrica), manteniendo la extremidad no dominante en alto sin apoyarla en el suelo. El participante flexionaba su rodilla para tocar un cajón contra sus glúteos a una altura individualizada para alcanzar la flexión de la rodilla en el ángulo predeterminado de 75º. El cajón se colocó detrás del participante por razones de seguridad en caso de que perdiera el equilibrio. En ningún momento el participante se apoyó en dicho cajón. Una vez que se alcanzaba la flexión de rodilla establecida, la rodilla de la extremidad de apoyo se extendía nuevamente hasta que quedaba por completo (evitando su bloqueo), sin tocar el piso con la otra extremidad que se mantenía en suspensión.

Electromiografía de superficie (sEMG)

Un sistema EMG WBA de 8 canales (Mega Electronics, Kuopia, Finlandia) se usó para el regitro electromiográfico. La señal de sEMG se registró a través de los electrodos de superficie de la EMG bipolar Ag/AgCl (Medico Lead-Lok, Noida, India) y se enviaba inalámbricamente a 1000 Hz al software MegaWin (Mega Electronics; Kuopio, Finlandia) para un mayor análisis.

Una vez que se registró la señal EMG (en bruto) para cada músculo evaluado, se normalizó a través de la transformación de la media cuadrática (RMS) para un tratamiento adicional y el cálculo de las variables [45]. Para determinar la MVIC de cada músculo, se calculó el pico máximo en microvoltios (mV), que se registraron a intervalos de 1 segundo, en las 2 repeticiones de las contracciones isométricas máximas que se realizaron [46]. Para determinar y extraer los valores de la señal sEMG de cada repetición por músculo, los valores de flexión-extensión de la rodilla de la extremidad dominante se usaron como referencia inicial y final para cada repetición y se registraron mediante un electrogoniómetro (Biometrics Ltd., Newport, Reino Unido) que estaba conectado y sincronizado a la consola Mega WBA EMG (Mega Electronics; Kuopia, Finlandia).

Análisis estadístico

Primero, la distribución de datos se analizó utilizando la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. Como todas las variables siguieron una distribución normal, las diferentes estadísticas se evaluaron en base a pruebas paramétricas. Para el análisis de los resultados, se obtuvo una estadística descriptiva de cada variable dependiente, y se extrajeron los valores promedios y las desviaciones estándar. El ICC calculó la confiabilidad relativa de las mediciones con un intervalo de confianza del 95% utilizando el modelo de efectos aleatorios unidireccionales.

Nuestros datos de variable dependiente de actividad EMG se analizaron luego utilizando dos ANOVA separados. Se aplicó un ANOVA de diseño 3 x 6 (ejercicio * músculo) para determinar las diferencias en la actividad EMG (% MAVIC) entre ejercicios y entre músculos en cada ejercicio; y se aplicó un diseño ANOVA 3 x 6 x 2 (ejercicio * músculo * tipo de contracción) para determinar las diferencias en la actividad EMG según los diferentes tipos de contracción (concéntrica y excéntrica) en cada ejercicio. Además, para evaluar los supuestos de varianza, se realizó la prueba de esfericidad de Mauchly utilizando todos los resultados del ANOVA. Se realizó una corrección de efecto Greenhouse-Geisser para ajustar los grados de libertad si se violaba una suposición, mientras que se utilizaron comparaciones por pares utilizando un ajuste de Bonferroni si se observaba un efecto principal significativo. También calculamos los tamaños del efecto (ES) para cada ANOVA mediante el uso de eta-cuadrado parcial (ηp2); 0.2, 0.5, 0.8 y 1.3 se establecieron como umbrales más bajos para los ES “pequeño”, “mediano”, “grande” y “muy grande”, respectivamente [47].

Los análisis estadísticos se llevaron a cabo utilizando el software IBM SPSS (v.26), y el nivel de significancia se estableció en $p < 0.05$.

Resultados

El análisis estadístico reveló que el efecto principal de ejercicio sobre la actividad EMG era significativo con un tamaño de efecto medio ($F(4.86, 92.35) = 13.28$, $p<0.001$, $\eta p2 = 0.41$). La sentadilla monopodal mostró una actividad EMG superior ($p \leq 0.001$) respecto a la subida lateral y la estocada frontal en todos los músculos evaluados, salvo el recto femoral que sólo mostró una actividad EMG significativamente superior con el ejercicio de estocada frontal (Fig. 2).

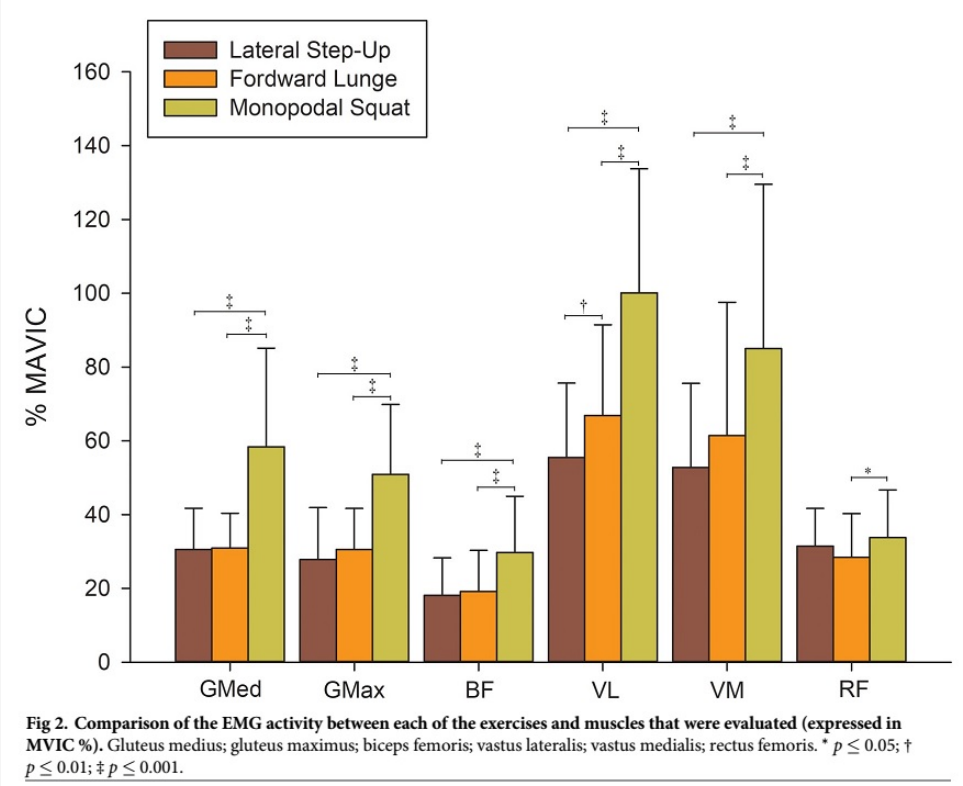

Fig 2. Comparison of the EMG activity between each of the exercises and muscles that were evaluated (expressed in MVIC %). Gluteus medius; gluteus maximus; biceps femoris; vastus lateralis; vastus medialis; rectus femoris. * $p \leq 0.05$; † $p \leq 0.01$; ‡ $p \leq 0.001$.

Figura 2. *Comparación de la actividad EMG entre cada uno de los ejercicios y músculos que se evaluaron (expresado en % de MVIC). Glúteo medio; glúteo mayor; bíceps femoral; vasto externo; vasto interno; recto femoral. * p ≤ 0.05; † p ≤ 0.01; ‡ p ≤ 0.001.*
https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230841.g002

Las tablas 2-4 muestran la comparación de la actividad EMG (expresado en mV) durante la fase concéntrica y excéntrica en los tres ejercicios evaluados (subida lateral, estocada frontal, y sentadilla monopodal). El ANOVA mostró significativos efectos principales por ejercicio ($F(2, 38) = 63.95$, $p<0.001$, $\eta p2 = 0.77$), músculo ($F(3.03, 57.6) = 35.41$, $p<0.001$, $\eta p2 = 0.65$), tipo de contacción ($F(1, 19) = 67.47$, $p<0.001$, $\eta p2 = 0.78$), y para ejercicio*músculos ($F(4.84, 92.11) = 11.61$, $p<0.001$, $\eta p2 = 0.37$), ejercicio*tipo de contracción ($F(2, 38) = 25.67$, $p<0.001$, $\eta p2 = 0.57$), músculo*tipo de contracción ($F(2.75, 52.39) = 4.30$, $p<0.01$, $\eta p2 = 0.18$), y ejercicio*músculo*tipo de contracción ($F(4.17, 79.39) = 7.77$, $p<0.001$, $\eta p2 = 0.29$). En todos los ejercicios (subida lateral, estocada frontal, y sentadilla monopodal) la actividad EMG fue significativamente superior ($p < 0.01$) en la fase concéntrica que en la fase excéntrica para todos los músculos evaluados (glúteo medio y mayor, bíceps femoral, vasto externo y medial, y recto femoral) (Tablas 2-4).

Tabla 2. *Comparación de la actividad EMG (expresada en mV) durante la fase concéntrica y excéntrica en el ejercicio de subida lateral.*

Table 2. Comparison of the EMG activity (expressed in mV) during the concentric and eccentric phase in the *Lateral Step-Up* exercise.

	Mean ± SD		P-value
	Concentric	Eccentric	
Gluteus medius	117.17 ± 57.11	60.59 ± 22.27	< 0.001
Gluteus maximus	97.61 ± 50.43	42.99 ± 25.89	< 0.001
Biceps femoris	92.17 ± 28.24	51.85 ± 14.91	0.009
Vastus lateralis	197.34 ± 66.55	111.73 ± 32.70	< 0.001
Vastus medialis	216.71 ± 75.22	124.13 ± 34.06	< 0.001
Rectus femoris	198.00 ± 58.86	118.27 ± 35.25	< 0.001

https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230841.t002

Tabla 3. *Comparación de la actividad EMG (expresada en mV) durante las fases concéntricas y excéntricas en el ejercicio de estocada frontal.*

Table 3. Comparison of EMG activity (expressed in mV) during the concentric and eccentric phases in the *Forward Lunge* exercise.

	Mean ± SD		P-value
	Concentric	Eccentric	
Gluteus medius	106.25 ± 34.47	71.59 ± 19.22	< 0.001
Gluteus maximus	106.09 ± 51.36	55.02 ± 19.46	< 0.001
Biceps femoris	88.77 ± 29.89	62.92 ± 23.94	< 0.001
Vastus lateralis	208.18 ± 73.09	164.73 ± 48.89	< 0.001
Vastus medialis	206.82 ± 84.51	175.50 ± 62.77	0.012
Rectus femoris	148.39 ± 42.69	128.23 ± 34.44	0.005

https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230841.t003

Tabla 4. *Comparación de la actividad EMG (expresada en mV) durante las fases concéntricas y excéntricas en el ejercicio de sentadilla monopodal.*

Table 4. Comparison of the EMG activity (expressed in mV) during the concentric and eccentric phases in the *Monopodal Squat* exercise.

	Mean ± SD		P-value
	Concentric	Eccentric	
Gluteus medius	194.68 ± 90.57	141.07 ± 63.28	< 0.001
Gluteus maximus	168.68 ± 85.45	102.39 ± 39.25	< 0.001
Biceps femoris	138.29 ± 46.57	101.54 ± 29.63	0.007
Vastus lateralis	314.81 ± 122.18	261.87 ± 99.17	< 0.001
Vastus medialis	288.30 ± 118.18	257.90 ± 103.11	0.005
Rectus femoris	178.14 ± 68.67	161.50 ± 57.64	0.019

https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230841.t004

Con respecto a la actividad EMG en cada ejercicio, el vasto externo y medial mostraron la activación muscular más alta, seguidos por el glúteo medio y mayor y, finalmente, por el recto femoral. Estos resultados fueron consistentes en los tres ejercicios evaluados (Fig. 3).

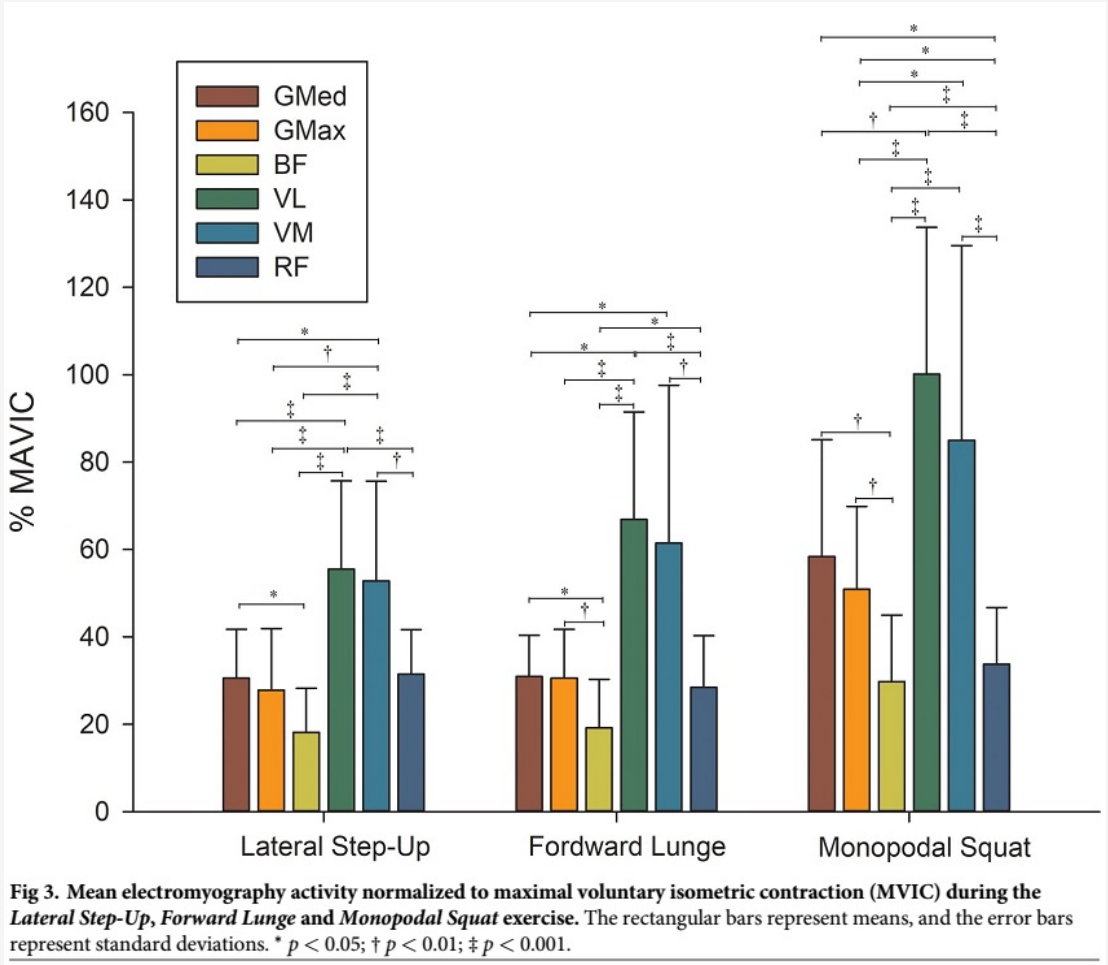

Fig 3. Mean electromyography activity normalized to maximal voluntary isometric contraction (MVIC) during the *Lateral Step-Up*, *Forward Lunge* and *Monopodal Squat* exercise. The rectangular bars represent means, and the error bars represent standard deviations. * $p < 0.05$; † $p < 0.01$; ‡ $p < 0.001$.

Figura 3. *Actividad electromiográfica media normalizada para la contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC) durante la subida lateral, la estocada frontal y la sentadilla monopodal.*

Las barras rectangulares representan las medias, y las barras de error representan las desviaciones estándar. * $p<0.05$; † $p<0.01$; ‡ $p<0.001$.
https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230841.g003

Discusión

La sEMG es una forma establecida de cuantificar la actividad muscular [25]. En este sentido, conocer las diferencias relativas en la actividad EMG, podría ayudar a los entrenadores, médicos y/o fisioterapéutas incorporar ejercicios de los miembros inferiores en programas de entrenamiento y/o tratamiento y prevención de lesiones en base al nivel de actividad muscular que consideren para los músculos del miembro inferior. Así, los objetivos del presente estudio fueron evaluar la EMG de los músculos GMed, GMáx, BF, VL, VM y RF en los ejercicios de subida lateral, estocada frontal y sentadilla monopodal para: 1) determinar qué ejercicio produce la actividad EMG más alta en los músculos que se evaluaron; 2) comparar la actividad EMG de la fase concéntrica vs la fase excéntrica; y 3) analizar qué músculos tienen la actividad EMG máxima en cada ejercicio.

Con respecto al primer objetivo, se remarca que la sentadilla monopodal mostró una actividad EMG significativamente superior en todos los músculos que se evaluaron en relación a la subida lateral y la estocada frontal. Igualmente, Ayotte y cols. [22] encontraron una mayor actividad EMG en el GMáx, BF y VM en el ejercicio de mini-sentadilla (una pierna) comparado a la Subida lateral. Sin embargo, las diferencias en la actividad EMG que encontraron estos autores eran inferiores comparado con las del presente estudio, posiblemente porque estos autores usaron cargas inferiores (peso corporal de los participantes) así como cajones más bajos (15.24 cm), comparado al presente estudio. Más recientemente, Haltfield y cols. [48] también encontraron una activación mayor en el VL y VM, seguidos por el GM, RF y BF al comparar la sentadilla con una pierna con el ejercicio de descenso hacia atrás, medio descenso hacia atrás y subida. Esto demuestra que realizar sentadilla a una pierna es principalmente un ejercicio adecuado para la activación de los músculos extensores

y estabilizadores de la rodilla así como los estabilizadores de la cadera.

Otro hallazgo del presente estudio fue la mayor actividad EMG encontrada en la fase concéntrica de la ejecución, comparada a la fase excéntrica. Estos resultados están de acuerdo con aquellos de estudios previos sobre la actividad muscular en ejercicios con patrones de movimiento que eran similares a los realizados en el presente estudio, como la sentadilla paralela con barra atrás y la sentadilla con barra sobre la cabeza [49]; la sentadilla bilateral, sentadilla 'split' con pierna trasera elevada y sentadilla 'split' [31]; o sentadilla tradicional con cadenas y bandas elásticas [44].

En este sentido, algunos autores indican que una actividad EMG superior durante la fase concéntrica puede ser debida a la menor velocidad de conducción de las fibras musculares durante las acciones excéntricas comparadas a las acciones concéntricas [13]. En suma, normalmente la velocidad angular a la que la fase excéntrica se ejecuta es inferior que la de la fase concéntrica para mantener una técnica de ejecución adecuada e impedir posibles lesiones musculotendinosas [50]. Por lo tanto, esto produciría una actividad EMG inferior en la fase excéntrica del ejercicio.

Otro objetivo del presente estudio fue analizar qué músculos tienen la mayor actividad EMG en cada ejercicio. En este sentido, encontramos un patrón similar en la actividad EMG que se registró para cada músculo en los tres ejercicios evaluados. Con respecto a la subida lateral, encontramos una actividad EMG significativamente superior en el VL y VM en relación al resto de los grupos musculares. Una activación similar del GMed y del RF también fue observada. Como en el presente estudio, MacAskill y cols. [51]observaron mayor actividad EMG del GMed comparado al GMáx durante la subida lateral. Aunque esos autores no usaron cargas externas para este ejercicio, ellos argumentaron que la subida podría ser un ejercicio conveniente para fortalecer los músculos Gmed y GMáx si una carga externa adicional era aplicada, como en el caso del presente estudio.

Con respecto a la estocada frontal, observamos una actividad EMG significativamente superior en el VL y el VM, y esto fue seguido por el GMed y GMáx, el RF, y finalmente el BF. Consistente con nuestro estudio, Krause y cols. [52] encontraron resultados similares. Sin embargo, estos autores no evaluaron el VL o el VM. Stastny y cols. [53] compararon la actividad EMG entre la estocada ambulante (WL) y la sentadilla 'split' (SSq). Ambos ejercicios tienen cinemáticas similares, aunque la diferencia más grande entre ellos es respecto a la naturaleza dinámica de la WL en relación a la SSq estática donde ambos pies se mantienen descansando en el suelo, uno delante del otro. En este sentido, nótese que el ejercicio de estocada frontal que se evaluó en este estudio es un híbrido de los dos previos (WL y SSQ) ya que se realiza alternando ambos pies sin hacer un desplazamiento anterior (caminar). Nuestros resultados están más conforme con el patrón de actividad EMG que se observó en el ejercicio de SSq del estudio de Stastny y cols. [53], donde el VL y el VM tuvieron la actividad EMG más alta, seguida por el GMed y el BF. En contraste, en el ejercicio de WL, el GMed y el VM tuvieron la actividad EMG máxima respecto al resto de los grupos musculares. Según los autores, esto fue debido a las fuerzas que impactan al caminar, lo que aumenta la actividad del GMed. Sin embargo, a pesar de las diferencias que se encontraron entre ambos ejercicios, estos autores concluyeron que deben usarse la WL y la SSq en los programas de fuerza y que la WL debe usarse principalmente cuando el GMed y el VM son los objetivos..

Con respecto al ejercicio de sentadilla monopodal, en el presente estudio observamos una activación significativamente mayor del VL y del VM en comparación con el resto de los grupos musculares. Además, el alto % de activación del GMed y del GMáx (aproximadamente 60% de MVIC) fue notable. La alta actividad de los músculos glúteos podría deberse a la estabilización pélvica y de la rodilla [54], ya que es un ejercicio monopodal y, por lo tanto, es más inestable que una ejecución bipodal. De hecho, aunque las sentadillas monopodales no tienen una carga externa, con frecuencia se realizan con fines de rehabilitación [55]. Del mismo modo, McCurdy y cols. [56] encontraron una actividad EMG significativamente mayor en el GMed cuando se realizaban sentadillas en una pierna que en dos. Según los autores, esto se debió al control valgo de la rodilla. Como en el presente estudio, estos autores también encontraron una mayor actividad EMG en el cuádriceps en comparación con los isquiotibiales [56]. Como en el presente estudio, Ayotte y cols. [22] encontraron que para las mini sentadillas (una pierna), una mayor actividad EMG se registró en el VM, seguido por el GMáx, el GMed y el BF. Bolgla y col. [55] registraron resultados similares al analizar las mini sentadillas (una pierna), encontrando la mayor actividad EMG en el VM, seguido por el GMed y el GMáx.

Una de las principales limitaciones del presente estudio fue la intensidad de la carga que utilizamos para registrar la actividad EMG (60% de 5MR). No encontramos ningún estudio que utilizara específicamente esta carga, ya que la literatura presenta una gran heterogeneidad con respecto a las cargas que se utilizan en los estudios de sEMG. La mayoría de los estudios sobre ejercicios unilaterales usualmente utilizan el propio peso corporal del participante porque están orientados para fines de rehabilitación [22,48,51,55,57]. Deforest y col. [31] utilizaron el 85% de 1MR para analizar las sentadillas con 2 piernas y el 50% de dicha carga para las sentadillas a una pierna. McCurdy y col. [16] utilizaron el 85% de 3MR para comparar la actividad EMG entre las sentadillas con 2 piernas y las sentadillas modificadas a una pierna. Stastny y col. [53] utilizaron 5MR para analizar la actividad EMG durante las sentadillas *splits* y las estocadas. El hecho de que cada estudio utilice diferentes intensidades de carga plantea una necesidad metodológica y de procedimiento para lograr los objetivos de la investigación de la manera más efectiva y eficiente posible mientras se controla cualquier

variable que pueda alterar los resultados. En este sentido, la carga que se seleccionó en el presente estudio se determinó para preservar la seguridad de los participantes mientras se mantenía una técnica de ejecución adecuada; Además, consideramos un umbral de la señal sEMG que sería lo suficientemente amplio como para recomendar los ejercicios seleccionados y los propósitos de ganancia de fuerza (entre 40-60% de la MVIC) [22,58,59].

Conclusiones

La sentadilla monopodal produce una actividad EMG significativamente más alta en los músculos GMed, GMáx, BF, VL, VM y RF en comparación con la subida lateral y la estocada frontal, a excepción del RF en la subida lateral. En los tres ejercicios evaluados, la fase concéntrica produce una actividad EMG significativamente mayor en todos los músculos evaluados en relación con la fase excéntrica. El VL y el VM, fueron los músculos con la actividad EMG más alta en los tres ejercicios evaluados, seguidos por el GMed y el GMáx. Por lo tanto, se recomiendan ejercicios de sentadilla monopodal, subida lateral y estocada frontal no sólo para fines de rehabilitación sino también para objetivos de rendimiento y mejora de la fuerza de las extremidades inferiores.

REFERENCIAS

1. Westcott WL. (2012). Resistance training is medicine. *Curr Sports Med Rep. 2012;11: 209–216. pmid:22777332*
2. Peterson MD, Rhea MR, Sen A, Gordon PM. (2010). Resistance exercise for muscular strength in older adults: A meta-analysis. *Ageing Res Rev. 2010 Jul. 2010;9: 226–237. pmid:20385254*
3. Bourne MN, Opar DA, Williams MD, Shield AJ. (2015). Eccentric knee flexor strength and risk of hamstring injuries in rugby union: A prospective study. *Am J Sports Med. 2015;43: 2663–2670. pmid:26337245*
4. Yavuz HU, Erdag D. (2017). Kinematic and electromyographic activity changes during back squat with submaximal and maximal loading. *Appl Bionics Biomech. 2017 May 4. 2017;2017: 1–8. pmid:28546738*
5. 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. 2018 Mar. 2018;30: 434–438. pmid:29581666*
6. Camara KD, Coburn JW, Dunnick DD, Brown LE, Galpin AJ, Costa PB. (2016). An examination of muscle activation and power characteristics while performing the deadlift exercise with straight and hexagonal barbells. *J Strength Cond Res. 2016;30: 1183–1188. pmid:26840440*
7. Hegyi A, Peter A, Finni T, Cronin NJ. (2018). Region-dependent hamstrings activity in Nordic hamstring exercise and stiff-leg deadlift defined with high-density electromyography. *Scand J Med Sci Sports. 2018;28: 992–1000. pmid:29143379*
8. Paoli A, Marcolin G, Petrone N. (2009). The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads. *J Strength Cond Res. 2009;23: 246–250. pmid:19130646*
9. Vigotsky AD, Halperin I, Lehman GJ, Trajano GS, Vieira TM. (2018). Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences. *Front Physiol. 2018 Jan 4. 2018;8: 985. pmid:29354060*
10. Lanza MB. (2018). The lack of electromyography normalization may limit the conclusions in: Traditional vs. *suspended push-up muscle activation in athletes and sedentary women. Journal of Strength and Conditioning Research. 2018. p. e58. pmid:30480655*
11. Ankrum DR. (2000). Questions to ask When Interpreting Surface Electromyography (SEMG) Research. *Proc Hum Factors Ergon Soc Annu Meet. 2000;44: 5-530–5–533.*
12. Marcolin G, Panizzolo FA, Petrone N, Moro T, Grigoletto D, Piccolo D, et al. (2018). Differences in electromyographic activity of biceps brachii and brachioradialis while performing three variants of curl. *PeerJ. 2018;6: e5165. pmid:30013836*
13. Komi P V, Linnamo V, Silventoinen P, SillanpÄÄ M. (2000). Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Med Sci Sports Exerc. 2000;32: 1757–1762. pmid:11039649*
14. Speirs DE, Bennett MA, Finn C V, Turner AP. (2016). Unilateral vs. *bilateral squat training for strength, sprints, and agility in academy rugby players. J Strength Cond Res. 2016;30: 386–392. pmid:26200193*
15. Jönhagen S, Halvorsen K, Benoit DL. (2009). Muscle activation and length changes during two lunge exercises: implications for rehabilitation. *Scand J Med Sci Sport. 2009;19: 561–568. pmid:19708966*
16. McCurdy K, Walker J, Yuen D. (2018). Gluteus maximus and hamstring activation during selected weight-bearing resistance exercises. *J Strength Cond Res. 2018;32: 594–601. pmid:29076958*
17. Nijem RM, Galpin AJ. (2014). Unilateral versus bilateral exercise and the role of the bilateral force deficit. *Strength Cond J. 2014;36: 113–118.*
18. Pincivero DM, Gandhi V, Timmons MK, Coelho AJ. (2006). Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. *J Biomech. 2006;39: 246–254. pmid:16321626*
19. La Scala Teixeira C V, Evangelista AL, Novaes JS, Da Silva Grigoletto ME, Behm DG. (2017). "You're only as strong as your weakest link": A current opinion about the concepts and characteristics of functional training. *Front Physiol. 2017;8: 643. pmid:28912728*
20. Ford K, Nguyen A-D, Dischiavi S, Hegedus E, Zuk E, Taylor J. (2015). An evidence-based review of hip-focused neuromuscular exercise interventions to address dynamic lower extremity valgus. *Open Access J Sport Med. 2015 Aug. 2015;6: 291.*

pmid:26346471
21. Bouillon LE, Wilhelm J, Eisel P, Wiesner J, Rachow M, Hatteberg L. (2012). Electromyographic assessment of muscle activity between genders during unilateral weight-bearing tasks using adjusted distances. *Int J Sport Phys Ther Ther. 2012 Dec. 2012;7: 595–605*.
22. Ayotte NW, Stetts DM, Keenan G, Greenway EH. (2007). Electromyographical analysis of selected Lower extremity muscles during 5 unilateral weight-bearing exercises. *J Orthop Sport Phys Ther. 2007;37: 48–55. pmid:17366959*
23. Stastny P, Lehnert M, Zaatar A, Svoboda Z, Xaverova Z, Jelen K. (2014). Knee joint muscles neuromuscular activity during load-carrying walking. *Neuroendocrinol Lett. 2014;35: 633–639. pmid:25617888*
24. 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. *2015 Nov. 2015;29: 3177–3187. pmid:25968228*
25. Krause DA, Jacobs RS, Pilger KE, Sather BR, Sibunka SP, Hollman JH. (2009). Electromyographic analysis of the gluteus medius in five weight-bearing exercises. *J Strength Cond Res. 2009;23: 2689–2694. pmid:19910807*
26. Anders C, Patenge S, Sander K, Layher F, Biedermann U, Kinne RW. (2017). Detailed spatial characterization of superficial hip muscle activation during walking: A multi-electrode surface EMG investigation of the gluteal region in healthy older adults. *Lebedev MA, editor. PLoS One. 2017 Jun 5. 2017;12: e0178957. pmid:28582456*
27. Earp JE, Stucchi DT, DeMartini JK, Roti MW. (2016). Regional surface electromyography of the vastus lateralis during strength and power exercises. *J Strength Cond Res. 2016;30: 1585–1591. pmid:26950350*
28. Gianola S, Castellini G, Stucovitz E, Nardo A, Banfi G. (2017). Single leg squat performance in physically and non-physically active individuals: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord. 2017 Jul. 2017;18: 299. pmid:28709418*
29. Ebenbichler GR, Unterlerchner L, Habenicht R, Bonato P, Kollmitzer J, Mair P, et al. (2017). Estimating neural control from concentric vs. *eccentric surface electromyographic representations during fatiguing, cyclic submaximal back extension exercises. frontiers in physiology. Front Physiol. 2017;8: 299. pmid:28559851*
30. Eliassen W, Saeterbakken AH, van den Tillaar R. (2018). Comparison of bilateral and unilateral squat exercises on barbell kinematics and muscle activation. *Int J Sports Phys Ther. 2018;13: 871–881. pmid:30276019*
31. DeForest BA, Cantrell GS, Schilling BK. (2014). Muscle activity in single-vs. *double-leg squats. Int J Exerc Sci. 2014;7: 302–310. pmid:27182408*
32. Garber CE, Blissmer B, Deschenes MR, Franklin BA, Lamonte MJ, Lee IM, et al. American College of Sports Medicine position stand. (2011). Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Med Sci Sport Exerc. 2011 Jul. 2011;43: 1334–1359. pmid:21694556*
33. Young WB, Jenner A, Griffiths K. (1998). Acute enhancement of power performance from heavy load squats. *J Strength Cond Res. 1998;12: 82–84*.
34. American College of Sports Medicine. (2002). Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sport Exerc. 2002 Feb. 2009;41: 687–708. pmid:19204579*
35. Maia MF, Willardson JM, Paz GA, Miranda H. (2014). Effects of different rest intervals between antagonist paired sets on repetition performance and muscle activation. *J Strength Cond Res. 2014;28: 2529–2535. pmid:25148302*
36. Schmitz RJ, Riemann BL, Thompson T. (2002). Gluteus medius activity during isometric closed-chain hip rotation. *J Sport Rehabil. 2002;11: 179–188*.
37. Lehecka BJ, Edwards M, Haverkamp R, Martin L, Porter K, Thach K, et al. (2017). Building a better gluteal bridge: Electromyographic analysis of hip muscle activity during modified single-leg bridges. *Int J Sports Phys Ther. 2017;12: 543–549. pmid:28900560*
38. Andersen V, Fimland MS, Mo D-A, Iversen VM, Vederhus T, Rockland Hellebø LR, et al. (2018). Electromyographic comparison of barbell deadlift, hex bar deadlift, and hip thrust exercises. *J Strength Cond Res. 2018;32: 587–593. pmid:28151780*
39. Andersen V, Fimland MS, Kolnes MK, Saeterbakken AH. (2015). Elastic bands in combination with free weights in strength training: Neuromuscular effects. *J Strength Cond Res. 2015;29: 2932–2940. pmid:25807031*
40. Stastny P, Gołaś A, Blazek D, Maszczyk A, Wilk M, Pietraszewski P, et al. (2017). A systematic review of surface electromyography analyses of the bench press movement task. *PLoS One. 2017;12: e0171632. pmid:28170449*
41. Foley RCA, Bulbrook BD, Button DC, Holmes MW. (2017). Effects of a band loop on lower extremity muscle activity and kinematics during the barbell squat. *Int J Sports Phys Ther. 2017;12: 550–559. pmid:28900561*
42. Bussey MD, Aldabe D, Adhia D, Mani R. (2018). Reliability of surface electromyography activity of gluteal and hamstring muscles during sub-maximal and maximal voluntary isometric contractions. *Musculoskelet Sci Pract. 2018; 103–107. pmid:28928032*
43. Giorgio P, Samozino P, Morin JB. (2009). Multigrip flexible device: Electromyographical analysis and comparison with the bench press exercise. *J Strength Cond Res. 2009;23: 652–659. pmid:19209083*
44. Ebben WE, Jensen RL. (2002). Electromyographic and kinetic analysis of traditional, chain, and elastic band squats. *J Strength Cond Res. 2002;16: 547–550. pmid:12423183*
45. Renshaw D, Bice MR, Cassidy C, Eldridge JA, Powell DW. (2010). A comparison of three computer-based methods used to determine EMG signal amplitude. *Int J Exerc Sci. 2010;3: 43–48. pmid:27182326*
46. Kraemer WJ. (1997). A series of studies—the physiological basis for strength training in American Football: Fact over philosophy. *J Strength Cond Res. 1997;11: 131–142*.
47. Levine TR, Hullett CR. (2002). Eta Squared, Partial Eta Squared, and Misreporting of Effect Size in Communication Research. *Hum Commun Res. 2002;28: 612–625*.
48. Hatfield GL, Charlton JM, Cochrane CK, Hammond CA, Napier C, Takacs J, et al. (2017). The biomechanical demands on the hip during progressive stepping tasks. *J Strength Cond Res. 2017;31: 3444–3453. pmid:27984498*
49. Aspe RR, Swinton PA. (2014). Electromyographic and kinetic comparison of the back squat and overhead squat. *J Strength Cond Res. 2014;28: 2827–2836. pmid:24662228*

50. Matheson JW, Kernozek TW, Fater DC, Davies G. J. (2001). Electromyographic activity and applied load during seated quadriceps exercises. *Med Sci Sport Exerc. 2001;33: 1713–1725.*
51. MacAskill MJ, Durant TJS, Wallace DA. (2014). Gluteal muscle activity during weightbearing and non-weightbearing exercise. *Int J Sports Phys Ther. 2014 Dec. 2014;9: 907–14. pmid:25540706*
52. 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. 2018;13: 137–142. pmid:30090671*
53. Stastny P, Tufano JJ, Lehnert M, Golas A, Zaatar A, Xaverova Z, et al. (2015). Hip abductors and thigh muscles strength ratios and their relation to electromyography amplitude during split squat and walking lunge exercises. *Acta Gymnica. 2015;45: 51–59.*
54. Reiman MP, Bolgla LA, Lorenz D. (2009). Hip Function's Influence on Knee Dysfunction: A Proximal Link to a Distal Problem. *J Sport Rehabil. 2009;18: 33–46. pmid:19321905*
55. Bolgla LA, Cruz MF, Roberts LH, Buice AM, Pou TS. (2016). Relative electromyographic activity in trunk, hip, and knee muscles during unilateral weight bearing exercises: Implications for rehabilitation. *Physiother Theory Pract. 2016;32: 130–138. pmid:26761186*
56. McCurdy K, O'Kelley E, Kutz M, Langford G, Ernest J, Torres M. (2010). Comparison of lower extremity EMG between the 2-leg squat and modified single-leg squat in female athletes. *J Sport Rehabil. 2010;19: 57–70. pmid:20231745*
57. O'Sullivan K, Smith SM, Sainsbury D. (2010). Electromyographic analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises. *BMC Sports Sci Med Rehabil. 2010 Jul 1. 2010;2: 17. pmid:20624291*
58. 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. 2006;86: 683–697. pmid:16649892*
59. Reiman MP, Bolgla LA, Loudon JK. (2012). A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. *Physiother Theory Pract. 2011 Oct 1. 2012;28: 257–268. pmid:22007858*

Cita Original

Muyor JM, Martín-Fuentes I, Rodríguez-Ridao D, Antequera-Vique JA (2020) Electromyographic activity in the gluteus medius, gluteus maximus, biceps femoris, vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris during the Monopodal Squat, Forward Lunge and Lateral Step-Up exercises. PLoS ONE 15(4): e0230841.