

Article

Comparación de la Actividad EMG entre el Peso Muerto con una Sola Pierna y el Peso Muerto Bilateral Convencional en Atletas Amateurs Entrenados: Un Análisis Empírico

Wiktor Diamant¹, Stephan Geisler², Tim Havers² y Axel Knicker¹¹Institute for Movement and Neuroscience, German Sports University Cologne, Cologne, GERMANY²Fitness and Health, IST University of Applied Sciences, Duesseldorf, GERMANY

RESUMEN

El propósito del estudio fue comparar la actividad electromiográfica normalizada (NEMG) de los músculos glúteo mayor (GMAX), glúteo medio (GMED), bíceps femoral (BF) y erector de la columna vertebral (ES) durante el peso muerto con una sola pierna (SLDL) y el peso muerto convencional (DL). Además, se examinó una posible influencia de la altura corporal sobre la actividad NEMG. Quince sujetos masculinos con experiencia en entrenamiento completaron el estudio. El SLDL mostró valores NEMG concéntricos promedio significativamente más altos del GMED (77.6% vs 59.3% [p = 0.002, ES = 1.0]) y BF (82.1% vs 74.2% [p = 0.041, ES = 0.6]). Se encontraron niveles de NEMG significativamente más bajos sólo en la parte izquierda del músculo ES (67.2% vs 82.7% [p = 0.004, ES = 0.9]). También se observó una influencia significativa de la altura corporal sobre la actividad EMG para todos los músculos, con la excepción del GMED, durante el SLDL. La altura corporal se correlacionó negativamente con la actividad EMG concéntrica del ES (r = -0.54 a -0.58), el BF (r = -0.63) y el GMAX (r = -0.85). En el LD hubo una correlación negativa sólo en el BF (r = -0.59) y el GMAX (r = -0.7). Esto significa que los sujetos con una altura corporal más baja mostraron una mayor actividad NEMG en los músculos correspondientes. Los resultados de este estudio indican que el ejercicio de SLDL es preferible al ejercicio de DL en el entrenamiento del BF y del GMED. Además, los entrenadores deben ser conscientes de que la altura corporal de los atletas puede influir en el grado en que se activan los músculos respectivos.

INTRODUCCIÓN

La creciente popularidad del entrenamiento funcional llevó a los entrenadores a hacer un mayor uso de ejercicios unilaterales de piernas para cumplir con el principio de especificidad del entrenamiento (5, 19). Investigaciones recientes demuestran que los ejercicios unilaterales de piernas pueden lograr efectos de entrenamiento comparables o mejores que los ejercicios bilaterales similares (24, 28, 35, 41). Aparte de una mayor especificidad y arrastre de fuerza en la forma de deporte objetivo respectiva, cuatro argumentos principales para el uso de ejercicios unilaterales son dados (8, 14, 16, 29): (i) menor riesgo de lesión del torso debido a la reducción de la carga axial en la columna en comparación con los ejercicios

bilaterales; (ii) mayor activación de la musculatura estabilizadora de las articulaciones, que puede contribuir a incrementar la carga en los tres planos de movimiento y ayudar a controlar los movimientos evasivos excesivos; (iii) corrección de las asimetrías entre las extremidades y los desequilibrios musculares subyacentes que pueda tener un deportista, ya que se ha demostrado que las asimetrías bilaterales >15% aumentan el riesgo de lesiones (20) y reducen el rendimiento deportivo (25); (iv) mayor producción de fuerza potencial por extremidad durante el entrenamiento unilateral en comparación con ejercicios bilaterales similares debido al déficit bilateral (BLD).

Además, en investigaciones anteriores, el BLD fue observado constantemente en fuerza durante las extensiones simultáneas de rodilla y cadera, pero no en la electromiografía (EMG) (23, 37, 38). Hasta ahora, sólo unos pocos estudios han comparado la actividad EMG de superficie durante ejercicios de piernas unilaterales y bilaterales libres (3, 11, 18, 26, 27). En dos de estos estudios, el procedimiento metodológico también dificulta la evaluación correcta del BLD en EMG, porque la intensidad de la prueba de la variante unilateral se determinó al 50% de la variante bilateral (3, 11). Dado que el BLD está fuertemente influenciado por el entrenamiento unilateral y el historial de entrenamiento previo (14, 37), una reducción de la intensidad del 50% sin probar la carga correspondiente no conduce a una comparación de activación adecuada porque la intensidad de ambos ejercicios no coincide. Por lo tanto, sólo unos pocos estudios compararon ejercicios unilaterales y bilaterales en ejercicios de entrenamiento de la fuerza pesado de igual intensidad.

Hasta la fecha, ningún estudio ha comparado la actividad EMG de superficie de los músculos más significativos durante el peso muerto con una sola pierna (SLDL) con aquellos durante el peso muerto bilateral (DL) utilizando el mismo porcentaje del máximo de repetición. Previas comparaciones de ejercicios de McCurdy y cols. (26, 27) y de Deforest y cols. (11) y la observación continua del BLD durante las extensiones simultáneas de rodilla y cadera (23, 37, 38) sugieren que la actividad EMG del glúteo medio (GMED) máximo (GMAX) y bíceps femoral (BF) es mayor durante el SLDL que durante el DL. Por el contrario, se puede esperar una menor actividad EMG del erector de la columna (ES) debido a las cargas absolutas más bajas para el SLDL.

La actividad EMG está relacionada con la longitud del músculo respectivo y los ángulos articulares asociados (10, 31). Se podría asumir una relación entre los parámetros antropométricos y la actividad EMG, ya que se ha demostrado que los parámetros antropométricos, como la altura corporal, también influyen en los parámetros de rendimiento del LD (22). Sin embargo, no se ha investigado si los parámetros antropométricos influyen en la actividad EMG durante los ejercicios de levantamiento de la parte inferior del cuerpo. Este conocimiento es esencial para que los entrenadores puedan crear programas adecuados a las demandas de los diferentes deportes y a las necesidades individuales de cada deportista.

Por lo tanto, el propósito principal de este estudio es comparar la actividad EMG del GMED, GMAX, BF y ES entre los ejercicios SLDL y DL a la misma intensidad relativa. Además, el propósito secundario es investigar si existe una relación entre los valores EMG y la altura corporal. Las hipótesis a revisar son: (H1) durante el SLDL unilateral, en comparación con el DL bilateral, se puede producir una actividad EMG significativamente mayor de los músculos GMAX, GMED y BF medidos, mientras que se pueden observar actividades inferiores del ES izquierdo y derecho; (H2) existe una correlación entre la altura corporal y los valores EMG para los ejercicios SLDL y DL.

MÉTODOS

Participantes

Se realizó un análisis de potencia con G * Power (Versión 3.1.9.2, Universität Kiel, Alemania). Se calculó que un tamaño de muestra de 16 sujetos era suficiente para lograr una potencia estadística del 95%.

Todos los sujetos eran varones (N = 16) con un promedio de edad, masa corporal y altura de 31.3 años (SD = 8.9), 80.4 kg (SD = 11.1) y 180 cm (SD = 6.5 cm). Todos los voluntarios firmaron un formulario de consentimiento explicando los antecedentes y los riesgos del estudio. En el momento del estudio, ningún participante sufría de dolor, enfermedad o lesión. Para asegurar la habituación aguda a los dos ejercicios, todos los sujetos se sometieron a una fase de habituación de dos meses en la que ambos ejercicios se realizaron al menos una vez a la semana. Para ello, los sujetos fueron instruidos al menos una vez en la correcta ejecución en reuniones preliminares. En el entrenamiento precedente, se alternaron de 12 a 15 repeticiones y de 6 a 8 repeticiones de manera uniforme, con sesiones de 6 a 8 repeticiones utilizadas regularmente para determinar la carga máxima actual en 8 repeticiones (8MR). Se pidió a los participantes que se abstuvieran de realizar entrenamiento de la fuerza de la parte inferior del cuerpo durante 48 horas antes de la prueba para descartar posibles efectos de fatiga. La comisión de ética local confirmó que se cumplieron los requisitos de la Declaración de Helsinki. Esta investigación se llevó a cabo de acuerdo con los estándares éticos de la revista *International Journal of Exercise Science* (30).

Protocolo

Se utilizó un diseño intra-sujeto para comparar la actividad neuromuscular del GMAX, GMED, BF y ES durante los ejercicios de SLDL y DL con las respectivas 8MR (27, 36). La pierna derecha se examinó electromiográficamente durante ambos ejercicios. La carga individual de 8MR se determinó en la última sesión de entrenamiento, que tuvo lugar al menos 48 horas antes de la medición. Para garantizar una colocación idéntica de los electrodos, los datos EMG de ambos ejercicios se registraron en la misma ejecución. El orden en el que se realizaron estos ejercicios se asignó al azar entre los sujetos para garantizar que los datos no fueran sesgados (21).

La amplitud de EMG medida durante la ejecución del ejercicio se registró para el GMAX, GMED y BF de la pierna derecha, y las partes izquierda y derecha del ES. Dado que estos músculos son los principales responsables de la ejecución de los movimientos evaluados y permiten la comparación con otros estudios en los que se investigó la amplitud EMG en ejercicios de una pierna (3, 11, 12, 26, 27) y en el DL (1, 13), fueron seleccionados específicamente. La preparación de la piel y la colocación de los electrodos se realizaron de acuerdo con las especificaciones del Proyecto SENIAM (15). Los primeros cuatro electrodos se colocaron en posición prona; para el GMAX, a media distancia entre el sacro y el trocánter mayor; para el BF, a media distancia entre el tubérculo isquiático y el cóndilo tibial lateral; para la parte izquierda y derecha del músculo ES, dos dedos de ancho cada uno de la apófisis espinosa de L1. El quinto electrodo del GMED se colocó en posición lateral, a media distancia entre el trocánter mayor y la cresta ilíaca. Primero se marcaron, rasuraron y limpiaron los sitios correspondientes con isopropanol al 70%. A continuación, se colocaron electrodos en la mitad del vientre muscular, paralelos a la orientación de las fibras musculares. Para una fijación más fuerte, los electrodos se cubrieron adicionalmente con parches Fixomull® Stretch.

Para las pruebas, se utilizó una barra de levantamiento de pesas olímpica estándar de 20 kg, así como discos recubiertos de goma maciza con un diámetro de disco de 450 mm de acuerdo con el estándar IWF. Antes de la prueba, los sujetos completaron un programa de calentamiento que consistía en un estiramiento dinámico de 5 minutos seguido de 2x8 repeticiones con cargas crecientes de 30% y 50% de su 8MR con un descanso de 1 minuto entre ellos (26, 27). Para el SLDL, los calentamientos se ejecutaron sucesivamente con la pierna izquierda y derecha, aunque la medición se tomó sólo del lado derecho. Se asignaron pausas de 5 minutos entre las mediciones para evitar la fatiga (6, 13). Se registraron electromiográficamente cinco repeticiones por ejercicio (18). Mediante el uso de señales acústicas con un temporizador (Gymboss® Interval-Timer), la ejecución controlada de la fase de movimiento concéntrico/excéntrico y la pausa entre las repeticiones se normalizó a 4 segundos por repetición (13, 21). Este procedimiento se eligió deliberadamente para garantizar una mayor comparabilidad de las señales EMG integradas, ya que el IEMG muestra una relación más confiable con la fuerza producida (32). Una pausa de aproximadamente dos segundos fue introducida entre las repeticiones para separar los datos EMG de las repeticiones individuales (13).

Las mediciones se realizaron descalzo para excluir cualquier influencia potencial de diferentes tipos de calzado (2, 34). Además, no se utilizó ningún equipo de soporte (por ejemplo, cinturones de levantamiento de pesas, ayudas para jalar). La posición del pie durante el DL fue autoseleccionada. Debido a que la secuencia de movimiento del SLDL no se ha descrito en detalle en ninguna publicación conocida hasta ahora, se describe con más detalle a continuación. Los participantes comenzaron en una posición vertical y desplazada, con la pierna de apoyo colocada en el centro frente a la barra. A partir de aquí se adoptó la posición de partida (Figura 1, A).

El lado de la pierna de pie se flexionaba en la rodilla y la cadera, mientras que la espalda se mantuvo extendida. La rodilla de la pierna de apoyo se flexionaba sólo lo necesario para mantener la espalda recta. Una postura con la parte superior del cuerpo paralela al suelo es óptima, ya que un ángulo de flexión mayor de la rodilla dificulta el movimiento ascendente y cercano de la barra. La pierna estirada descargada se extendió detrás del cuerpo para contrarrestar la flexión hacia adelante de la parte superior del cuerpo. La barra se agarraba con ambas manos (en pronación) al ancho de los hombros y la espalda se puso en tensión activando el músculo dorsal ancho, los músculos abdominales y retrayendo los omóplatos. En la fase concéntrica, la parte superior del cuerpo se enderezaba hasta que la cadera de la pierna de apoyo se extendiera por completo (Figura 1, B). La barra se tiraba hacia arriba lo más cerca posible de la rodilla para mantener el brazo de carga más corto en el eje de rotación de la cadera. La pierna trasera recta se movía junto con la cadera extendida y en extensión de la espalda de modo que, en la posición final erguida, estuviera casi al nivel de la pierna de pie extendido; se permitió que el pie delantero quedara en el suelo brevemente para estabilizarlo. Para completar la repetición, se tensaron los glúteos y el abdomen para que la columna lumbar quedara en una posición neutra. Después de un breve tiempo de retención isométrica en la posición final superior, se iniciaba un movimiento excéntrico hacia abajo de regreso a la posición inicial y el peso se bajaba al suelo de manera controlada lo más cerca posible del cuerpo.

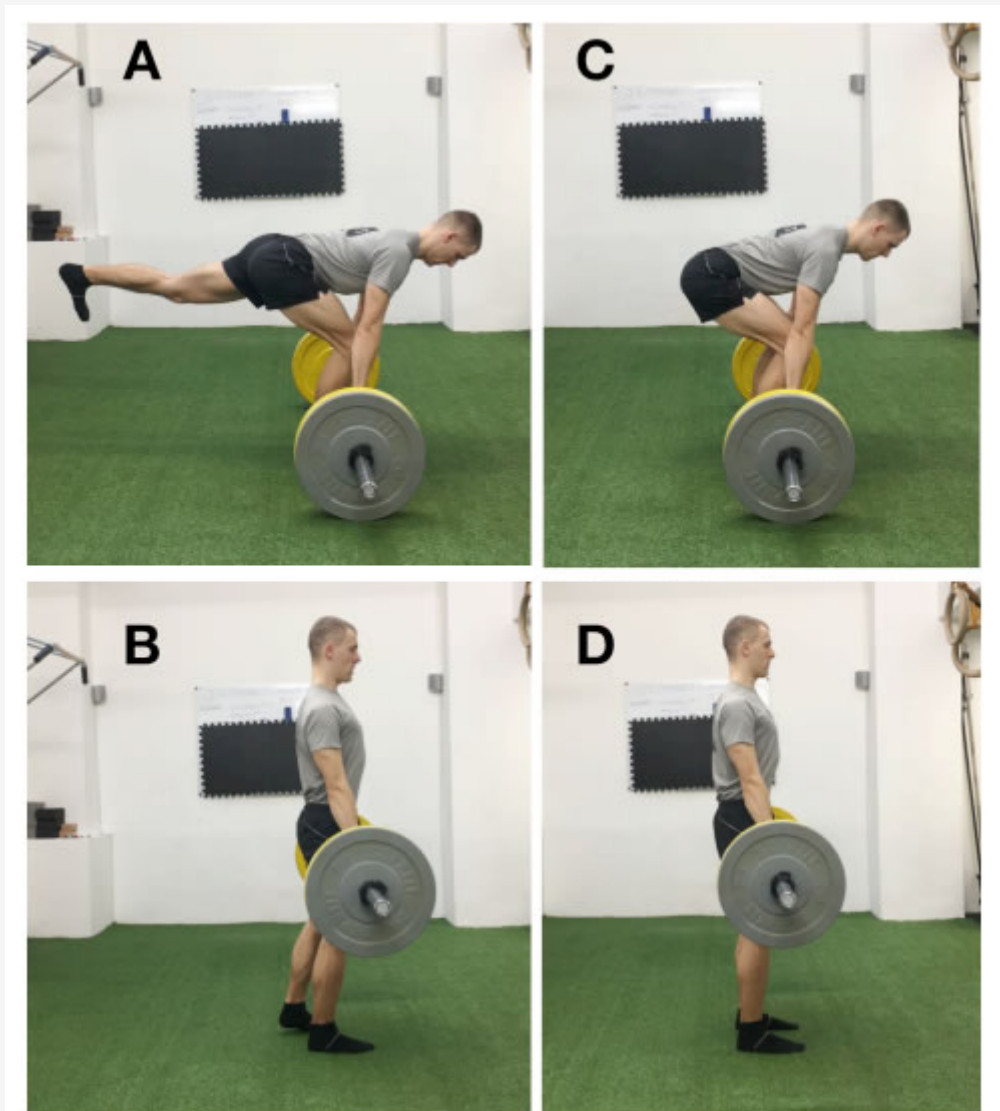


Figura 1. Posiciones inicial y final del SLDL (A, B) y del DL (C, D).

Después de ambas mediciones, se realizó la prueba de contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC) luego de un período de descanso de 5 minutos para normalizar los datos de EMG registrados. Los tests de MVIC se llevaron a cabo después de la prueba, como en los estudios EMG de DL anteriores (1, 12, 13), porque los participantes estaban ya entrados en calor pero no fatigados. Para cada músculo, se realizaron dos pruebas de MVIC con intervalos de descanso de un minuto en orden aleatorio para minimizar los errores debidos a la fatiga acumulada (21). Se instruyó a los sujetos de la prueba para que acumularan la tensión máxima durante tres segundos y la mantuvieran durante cinco segundos. Los investigadores alentaron verbalmente a los sujetos para que aumentaran la motivación. El registro de la medición se pausó durante el ejercicio y los cambios de posición. El examinador evaluó manualmente el GMAX, BF y los lados del ES en ambos lados con los participantes en posición prona. La MVIC del GMAX se realizó con la rodilla en ángulo de 90°, con los participantes extendiendo la cadera contra la resistencia en el extremo distal del muslo (9). Para el BF, la pelvis se aseguró con una flexión de rodilla de aproximadamente 30°. Desde esta posición, los participantes flexionaron la rodilla contra la resistencia a la altura del tobillo (1). La prueba del ES partió de una ligera hiperextensión. Los sujetos de la prueba debían apretar con la máxima fuerza contra la fijación en la cintura escapular. El GMED se evaluó en posición lateral con una abducción de 25-30° aproximadamente, en la articulación de la cadera contra la resistencia del examinador en la rodilla y el pie (4).

La señal de EMG sin procesar se registró usando un SEMG inalámbrico (Delsys® Trigno™, Boston, MA). El ancho de banda de la señal del sistema era de 20 a 450 Hz con un rango de 20 Hz. La frecuencia de transmisión fue de 2.4 GHz y la relación de rechazo en modo común (CMRR) era >80 dB. Se utilizó EMGworks® Acquisition (Delsys, Natick, MA, EE. UU.) para registrar los datos sin procesar de EMG. Los datos de EMG se importaron al software de análisis EMGWorks Analysis

para su posterior procesamiento. Se verificó la línea base de EMG sin procesar para detectar un posible cambio dentro del programa utilizando el cálculo de la media de eliminación. A continuación, se calcularon los valores EMG medios concéntricos, excéntricos y combinados utilizando el cálculo RMS para las tres repeticiones intermedias con una longitud de ventana de 50 ms. Se calcularon las amplitudes medias de EMG para cada repetición para las fases de movimiento concéntricas, excéntricas y combinadas. Los valores medios para cada músculo y tipo de contracción se calcularon en Excel (Microsoft, Redmond, WA, EE. UU.) A partir de los valores de amplitud de las tres repeticiones medias, se calculó un valor eficaz con una longitud de ventana de 500 ms para cada prueba de MVIC. El más alto de los dos valores de la amplitud media se utilizó como valor de referencia para la normalización de la MVIC.

Análisis estadístico

Las variables dependientes fueron los valores EMG normalizados para los ejercicios SLDL y DL. Las variables independientes fueron el tipo de contracción (excéntrica, concéntrica o combinada) y el músculo respectivo en estudio (GMAX, GMED, BF, ES izquierdo/derecho). Ambas variables independientes fueron variables intra-sujetos (medición repetida). Los cálculos estadísticos para verificar las diferencias significativas entre las variables dependientes se realizaron en Excel. Se utilizó el paquete de estadísticas para ciencias sociales (versión 25.0; IBM Corporation, Nueva York, EE. UU.) para probar la distribución normal y calcular los coeficientes de correlación bivariados. La prueba de distribución normal se realizó con la prueba de Kolmogorov-Smirnov y la prueba de Shapiro-Wilk. Posteriormente, el t-test de dos muestras, para muestras dependientes midió las diferencias entre los pares de medición de EMG normalizados. Todas las pruebas se llevaron a cabo con significación bilateral ($p < 0.05$ y $p < 0.01$). Se calculó el tamaño del efecto d de Cohen para determinar el tamaño y la relevancia de la diferencia estadística.

El coeficiente de correlación de Bravais-Pearson examinó la relación entre la altura corporal y los valores EMG normalizados.

RESULTADOS

De los inicialmente 16 sujetos, 15 completaron el estudio; un sujeto interrumpió la investigación debido al endurecimiento muscular y al dolor subsiguiente. Las medias de las cargas de 8MR individuales para DL y SLDL fueron 112.8 kg (SD = 24.2) y 62.7 kg (SD = 16.0) respectivamente.

Los datos EMG para los valores RMS normalizados de MVIC para las fases de movimiento concéntrico, excéntrico y combinado se informan en las Tablas 1-3. En la fase concéntrica, a excepción del GMAX ($p = 0.25$; ES = 0.3) y el costado derecho del ES ($p = 0.061$; ES = -0.5), las actividades EMG para DL y SLDL difieren significativamente.

Tabla 1. Actividad EMG media concéntrica (valores promedios \pm SD [%] de la MVIC).

Muscle	Unilateral	Bilateral	Delta	p	ES
GMED	77.6 \pm 20.3	59.3 \pm 22.7	18.3	$p = 0.002$	1.0
ES RIGHT	66.2 \pm 22.3	75.5 \pm 17.4	-9.3	$p = 0.061$	-0.5
ES LEFT	67.4 \pm 20.0	82.7 \pm 26.8	-15.3	$p = 0.004$	-0.9
BF	82.1 \pm 30.9	74.2 \pm 28.8	7.9	$p = 0.041$	0.6
GMAX	91.7 \pm 28.2	85.7 \pm 29.2	6.0	$p = 0.25$	0.3

Tabla 2. Actividad EMG media excéntrica (valores promedios \pm SD [%] de la MVIC).

Muscle	Unilateral	Bilateral	Delta	<i>p</i>	ES
GMED	55.3 \pm 15.5	29.5 \pm 14.9	25.9	<i>p</i> < 0.001	2.3
ES RIGHT	45.7 \pm 13.0	62.4 \pm 13.8	-16.7	<i>p</i> < 0.001	-1.1
ES LEFT	47.3 \pm 15.1	65.6 \pm 19.8	-18.3	<i>p</i> < 0.001	-1.1
BF	50.0 \pm 15.9	37.3 \pm 18.1	12.7	<i>p</i> < 0.001	1.2
GMAX	46.9 \pm 10.9	28.7 \pm 9.8	18.2	<i>p</i> < 0.001	1.7

Tabla 3. Actividad EMG media combinada (valores promedios \pm SD [%] de la MVIC).

Muscle	Unilateral	Bilateral	Delta	<i>p</i>	ES
GMED	68.1 \pm 17.2	47.8 \pm 19.3	20.3	<i>p</i> < 0.001	1.4
ES RIGHT	56.8 \pm 17.3	69.8 \pm 15.3	-13.0	<i>p</i> = 0.009	-0.8
ES LEFT	58.7 \pm 16.5	76.1 \pm 23.2	-17.4	<i>p</i> = 0.001	-1.1
BF	68.9 \pm 24.8	60.2 \pm 25.2	8.7	<i>p</i> = 0.014	0.7
GMAX	73.4 \pm 19.5	65.6 \pm 20.0	7.8	<i>p</i> = 0.045	0.6

Los valores integrados de EMG de la fase concéntrica difirieron significativamente para todos los músculos investigados y se enumeran en la Tabla 4.

Tabla 4. Actividad IEMG media concéntrica (media \pm SD).

Muscle	Unilateral	Bilateral	Delta (%)	<i>p</i>	ES
GMED	365 \pm 111	209 \pm 74	42.8	<i>p</i> < 0.001	1.6
ES RIGHT	446 \pm 148	554 \pm 207	-24.2	<i>p</i> = 0.011	-0.8
ES LEFT	428 \pm 134	529 \pm 183	-23.7	<i>p</i> = 0.011	-0.8
BF	542 \pm 178	428 \pm 135	21.1	<i>p</i> = 0.002	1.0
GMAX	309 \pm 146	260 \pm 147	15.9	<i>p</i> = 0.001	1.0

Las correlaciones de la altura corporal y los valores de NEMG para el ejercicio SLDL se muestran en las Tablas 5-7 y para el ejercicio DL en las Tablas 8-10. Con la excepción del GMED, el SLDL mostró una influencia significativa de la altura corporal en los valores concéntricos de NEMG. La altura corporal se correlacionó negativamente con la actividad NEMG concéntrica del ES ($r = -0.54$ a -0.58), del BF ($r = -0.63$) y del GMAX ($r = -0.85$), lo que significa que los sujetos con una estatura más baja mostraron una mayor actividad NEMG. Con el ejercicio DL, hubo una asociación negativa entre la altura corporal y los valores de NEMG concéntricos sólo para el BF ($r = -0.59$) y el GMAX ($r = -0.7$).

Tabla 5. Correlaciones de Pearson SLDL (concéntrico).

		Body Height	Contraction	GMED	ES right	ES left	BF	GMAX
Body Height	<i>r</i>	1	.142	.102	-.579*	-.537*	-.630*	-.851**
	<i>p</i>		.613	.718	.024	.039	.012	.000
Contraction Time	<i>r</i>	.142	1	.033	-.490	-.407	-.033	-.404
	<i>p</i>	.613		.907	.064	.133	.906	.135
GMED	<i>r</i>	.102	.033	1	-.229	-.346	-.158	.132
	<i>p</i>	.718	.907		.412	.207	.574	.638
ES right	<i>r</i>	-.579*	-.490	-.229	1	.734**	.602*	.754**
	<i>p</i>	.024	.064	.412		.002	.018	.001
ES left	<i>r</i>	-.537*	-.407	-.346	.734**	1	.704**	.687**
	<i>p</i>	.039	.133	.207	.002		.003	.005
BF	<i>r</i>	-.630*	-.033	-.158	.602*	.704**	1	.648**
	<i>p</i>	.012	.906	.574	.018	.003		.009
GMAX	<i>r</i>	-.851**	-.404	.132	.754**	.687**	.648**	1
	<i>p</i>	.000	.135	.638	.001	.005	.009	

*. Nivel de significancia: 0.05 (2 extremos)

**.. Nivel de significancia: 0.01 (2 extremos)

Tabla 6. Correlaciones de Pearson SLDL (excéntrico).

		Body Height	Contraction	GMED	ES right	ES left	BF	GMAX
Body Height	<i>r</i>	1	-.074	.120	-.582*	-.199	-.490	-.469
	<i>p</i>		.793	.670	.023	.478	.064	.078
Contraction Time	<i>r</i>	-.074	1	.202	-.196	.211	-.126	.244
	<i>p</i>	.793		.470	.483	.451	.655	.380
GMED	<i>r</i>	.120	.202	1	.093	-.247	-.033	.674**
	<i>p</i>	.670	.470		.741	.374	.906	.006
ES right	<i>r</i>	-.582*	-.196	.093	1	.469	.374	.432
	<i>p</i>	.023	.483	.741		.078	.169	.108
ES left	<i>r</i>	-.199	.211	-.247	.469	1	.252	.054
	<i>p</i>	.478	.451	.374	.078		.366	.847
BF	<i>r</i>	-.490	-.126	-.033	.374	.252	1	.343
	<i>p</i>	.064	.655	.906	.169	.366		.211
GMAX	<i>r</i>	-.469	.244	.674**	.432	.054	.343	1
	<i>p</i>	.078	.380	.006	.108	.847	.211	

*. Nivel de significancia: 0.05 (2 extremos)

**.. Nivel de significancia: 0.01 (2 extremos)

Tabla 7. Correlaciones de Pearson SLDL (combinado).

		Body Height	Contraction	GMED	ES right	ES left	BF	GMAX
Body Height	<i>r</i>	1	.043	.113	-.616*	-.443	-.619*	-.852**
	<i>p</i>		.878	.690	.015	.098	.014	.000
Contraction Time	<i>r</i>	.043	1	.303	-.304	-.149	-.248	-.041
	<i>p</i>	.878		.273	.270	.597	.373	.883
GMED	<i>r</i>	.113	.303	1	-.175	-.342	-.101	.201
	<i>p</i>	.690	.273		.533	.213	.720	.473
ES right	<i>r</i>	-.616*	-.304	-.175	1	.657**	.592*	.737**
	<i>p</i>	.015	.270	.533		.008	.020	.002
ES left	<i>r</i>	-.443	-.149	-.342	.657**	1	.631*	.540*
	<i>p</i>	.098	.597	.213	.008		.012	.038
BF	<i>r</i>	-.619*	-.248	-.101	.592*	.631*	1	.674**
	<i>p</i>	.014	.373	.720	.020	.012		.006
GMAX	<i>r</i>	-.852**	-.041	.201	.737**	.540*	.674**	1
	<i>p</i>	.000	.883	.473	.002	.038	.006	

*. Nivel de significancia: 0.05 (2 extremos)

**.. Nivel de significancia: 0.01 (2 extremos)

Tabla 8. Correlaciones de Pearson DL (concéntrico).

		Body Height	Contraction	GMED	ES right	ES left	BF	GMAX
Body Height	<i>r</i>	1	-.114	.146	-.426	-.209	-.587*	-.698**
	<i>p</i>		.685	.603	.113	.455	.021	.004
Contraction Time	<i>r</i>	-.114	1	-.077	.210	.278	.417	-.150
	<i>p</i>	.685		.786	.453	.316	.122	.595
GMED	<i>r</i>	.146	-.077	1	-.135	-.035	-.001	.116
	<i>p</i>	.603	.786		.632	.902	.996	.680
ES right	<i>r</i>	-.426	.210	-.135	1	.828**	.651**	.229
	<i>p</i>	.113	.453	.632		.000	.009	.411
ES left	<i>r</i>	-.209	.278	-.035	.828**	1	.578*	.044
	<i>p</i>	.455	.316	.902	.000		.024	.878
BF	<i>r</i>	-.587*	.417	-.001	.651**	.578*	1	.423
	<i>p</i>	.021	.122	.996	.009	.024		.117
GMAX	<i>r</i>	-.698**	-.150	.116	.229	.044	.423	1
	<i>p</i>	.004	.595	.680	.411	.878	.117	

*. Nivel de significancia: 0.05 (2 extremos)

**.. Nivel de significancia: 0.01 (2 extremos)

Tabla 9. Correlaciones de Pearson DL (excéntrico).

		Body Height	Contraction Time	GMED	ES right	ES left	BF	GMAX
Body Height	<i>r</i>	1	-.058	.103	-.458	-.145	-.353	-.712**
	<i>p</i>		.837	.715	.086	.606	.197	.003
Contraction Time	<i>r</i>	-.058	1	-.235	-.207	.014	-.376	.527*
	<i>p</i>	.837		.400	.458	.961	.168	.043
GMED	<i>r</i>	.103	-.235	1	.155	.282	.337	-.249
	<i>p</i>	.715	.400		.582	.308	.220	.370
ES right	<i>r</i>	-.458	-.207	.155	1	.867**	.558*	.249
	<i>p</i>	.086	.458	.582		.000	.031	.371
ES left	<i>r</i>	-.145	.014	.282	.867**	1	.396	.220
	<i>p</i>	.606	.961	.308	.000		.144	.431
BF	<i>r</i>	-.353	-.376	.337	.558*	.396	1	-.125
	<i>p</i>	.197	.168	.220	.031	.144		.656
GMAX	<i>r</i>	-.712**	.527*	-.249	.249	.220	-.125	1
	<i>p</i>	.003	.043	.370	.371	.431	.656	

*. Nivel de significancia: 0.05 (2 extremos)

**.. Nivel de significancia: 0.01 (2 extremos)

Tabla 10. Correlaciones de Pearson DL (combinado).

		Body Height	Contraction Time	GMED	ES right	ES left	BF	GMAX
Body Height	<i>r</i>	1	-.238	.139	-.460	-.200	-.524*	-.763**
	<i>p</i>		.393	.622	.084	.474	.045	.001
Contraction Time	<i>r</i>	-.238	1	-.166	.064	.008	.184	.339
	<i>p</i>	.393		.555	.819	.977	.512	.216
GMED	<i>r</i>	.139	-.166	1	-.050	.076	.104	.041
	<i>p</i>	.622	.555		.859	.788	.713	.885
ES right	<i>r</i>	-.460	.064	-.050	1	.875**	.712**	.312
	<i>p</i>	.084	.819	.859		.000	.003	.258
ES left	<i>r</i>	-.200	.008	.076	.875**	1	.591*	.128
	<i>p</i>	.474	.977	.788	.000		.020	.649
BF	<i>r</i>	-.524*	.184	.104	.712**	.591*	1	.425
	<i>p</i>	.045	.512	.713	.003	.020		.114
GMAX	<i>r</i>	-.763**	.339	.041	.312	.128	.425	1
	<i>p</i>	.001	.216	.885	.258	.649	.114	

*. Nivel de significancia: 0.05 (2 extremos)

**.. Nivel de significancia: 0.01 (2 extremos)

DISCUSIÓN

La actividad EMG concéntrica del GMED y del BF fue mayor en el SLDL que en el DL. Para el GMED, BF y GMAX, la actividad EMG excéntrica y combinada y la actividad IEMG concéntrica durante el SLDL fueron más altas que para el DL con la excepción de la actividad concéntrica del GMAX. Además, con la excepción de la actividad EMG concéntrica del lado derecho, la actividad EMG del ES en todas las fases y la actividad IEMG concéntrica fueron significativamente mayores en

el DL que en el SLDL. Por lo tanto, estos hallazgos apoyan la hipótesis H1.

Para el ejercicio SLDL hubo una correlación negativa entre la altura corporal y los valores de NEMG concéntricos del ES (ambos lados), del BF y del GMAX. La altura corporal también se correlacionó negativamente con los valores combinados de NEMG para el ES, BF y GMAX derechos. En la fase excéntrica, sólo los valores de NEMG del ES derecho se correlacionaron negativamente con la altura del cuerpo. Durante el ejercicio DL, hubo una correlación negativa entre la altura corporal y los valores de NEMG concéntricos y combinados del BF y del GMAX y los valores de NEMG excéntricos del GMAX. Ambos ejercicios en el caso de los músculos antes mencionados estuvieron de acuerdo con la H2.

En este estudio, la presencia de un déficit BLD en la EMG durante ejercicios de miembros inferiores con peso libre (16) se pudo demostrar con el ejemplo del SLDL y del DL usando las mismas intensidades relativas (8MR). Para el SLDL, se pudo medir una actividad NEMG concéntrica significativamente mayor del GMED y del BF en contraste con el DL (18.3% y 7.9%). Además, la actividad EMG media del GMAX para el SLDL fue más alta en un 6% que para el DL, aunque la diferencia no fue significativa. Estos resultados son consistentes con otros estudios que previamente demostraron que el BLD es efectivo en la extensión combinada de rodilla y cadera guiada por máquina (23, 37, 38). Sin embargo, sólo Magnus y Farthing registraron una actividad EMG y no pudieron detectar ningún déficit BLD en la EMG (23).

Dado que el DL ya ha sido investigado electromiográficamente en otros estudios, los valores de EMG del presente estudio pueden compararse con los resultados de otros estudios. Camara y cols. (6) encontraron valores de NEMG comparables para el BF (concéntrico: 83.3%, SD = 9; excéntrico 34.7%, SD = 11) y para el ES (concéntrico: 98.9%, SD = 26; excéntrico: 75.3%, SD = 28). Andersen y cols. (1) informaron valores de NEMG combinados ligeramente más altos para el GMAX (95%, SD = 15), el ES (90%, SD = 18) y el BF (101%, SD = 21), aunque las mediciones se realizaron utilizando una carga de 1MR. Por el contrario, utilizando una carga de 12MR, Escamilla y cols. (13) identificaron valores de NEMG combinados más bajos para el GMAX (35%, SD = 27), el ES (32%, SD = 19) y el BF (28%, SD = 19).

Ejercicios unilaterales libres de piernas que en los bilaterales (16). Dado que los ejercicios unilaterales son generalmente más inestables que los ejercicios bilaterales, Howe y cols. (16) especularon que los beneficios potenciales asociados con el BLD podrían compensarse con la mayor inestabilidad de los ejercicios libres de una sola pierna. De hecho, algunos estudios han demostrado que la actividad EMG de los agonistas y la producción de fuerza durante los ejercicios de fuerza en condiciones inestables es a veces menor, mientras que la actividad EMG de los sinergistas estabilizadores aumenta (2). Sin embargo, los resultados de esta investigación sugieren lo contrario, ya que tanto las actividades de los agonistas como las de los sinergistas y las cargas absolutas por pierna, fueron mayores en el ejercicio de SLDL que en el ejercicio de DL.

Hasta la fecha, ningún estudio investigó la actividad EMG del GMED durante el ejercicio DL, presumiblemente porque al músculo se le atribuye una función predominantemente estabilizadora, y se puede suponer una menor necesidad de estabilización para los ejercicios bilaterales. Más sorprendentes son los valores de NEMG concéntricos registrados en nuestro estudio, que ascendieron al 59.3% (SD = 22.7) y se diferenciaron de los valores de NEMG concéntricos en el SLDL sólo con una fuerza del efecto de 1.0 (77.6%, SD = 20.3).

Uno de los objetivos principales de los entrenadores de fitness es aumentar la fuerza y el rendimiento de sus atletas mientras se minimiza el riesgo de lesiones durante el entrenamiento. En este contexto, se ha argumentado que la fuerza de la espalda baja es el eslabón más débil en el ejercicio de DL, por lo que el levantamiento de pesas con la fuerza máxima a menudo resulta en una columna lumbar redondeada (5, 19, 29). Sin embargo, bajo cargas elevadas, la flexión de la columna lumbar representa un riesgo de lesión en la zona lumbar (7). Con base en el uso de cargas más bajas, los ejercicios unilaterales de la parte inferior del cuerpo tendrían la ventaja de evitar la posible limitación de la parte inferior de la espalda (5, 19). Aunque la actividad EMG del ES fue menor durante el SLDL (entre -9.3% y -18.3%; ES: entre -0.5 y -1.1), se habría esperado una diferencia mayor en vista de las cargas significativamente menores durante el SLDL. Una posible causa de las pequeñas diferencias relativas en la actividad EMG del ES podría deberse a los ángulos de inclinación del tronco. Ambos ejercicios difieren en el ángulo de inclinación del torso en la posición inicial. Durante el SLDL, el torso estaba aproximadamente paralelo al suelo, mientras que el DL requiere una posición del torso más erguida. Los participantes tuvieron que flexionar cada vez más las rodillas para asegurarse de que el torso permaneciera horizontal. Esta peculiaridad del SLDL podría haber contribuido a un alargamiento del brazo de carga y así aumentar los torques en las articulaciones facetarias de la columna lumbar, lo que podría conducir a los valores observados de EMG del ES. Camara y cols. (6) también confirman que el ángulo del torso durante el DL puede influir en la actividad EMG del ES. En su investigación, la actividad EMG del ES fue significativamente mayor en el DL durante la fase de movimiento excéntrico que en el DL con barra HEX (75.3%, SD = 28 vs 61.4%, SD = 21), mientras que la diferencia en la fase del movimiento concéntrico fue del 10.9% pero no estadísticamente significativa (98.9%, SD = 26 vs 88.0%, SD = 27). No se puede evaluar de manera concluyente si las diferencias significativas en los ángulos articulares contribuyeron a valores de EMG más altos y cargas absolutas por pierna en el ejercicio de SLDL, ya que no se registraron los parámetros cinemáticos.

Además, se encontró una correlación negativa para la altura y los valores de NEMG concéntricos del BF y del GMAX para

ambos ejercicios, así como para el ES en el SLDL. Una explicación de la correlación negativa del BF podría ser que, debido a la distancia más corta a la barra, los atletas con una altura corporal más pequeña pudieron realizar el movimiento con menos flexión de rodilla. Esto podría haber acercado al BF a su longitud muscular óptima para la producción de fuerza máxima, que es aproximadamente en 30° de flexión de rodilla (40), y también se utiliza para la prueba de MVIC (1). Escamilla y cols. (13) examinaron la actividad NEMG en función del ángulo de la articulación de la rodilla durante diferentes variantes del DL e indicaron que la actividad aumenta desde aproximadamente el 20% a casi 85° a más del 55% en el área de la articulación entre 40° y 30° y todavía es aproximadamente 50% cercano a la extensión completa de la rodilla. Para el GMAX, las diferencias en el ángulo de la articulación de la cadera pueden explicar la fuerte correlación negativa entre la altura corporal y la actividad NEMG concéntrica. Las mediciones han demostrado que la actividad MVIC-EMG del GMAX aumenta con la extensión de la cadera (17, 40), lo que puede haber resultado en que los participantes de menor estatura puedan comenzar desde un ángulo de cadera más grande en ambos ejercicios y, por lo tanto, muestren valores de NEMG más altos. Tanto para el BF como para el GMAX, la correlación negativa fue mayor en la condición unilateral en comparación con la condición bilateral (-0.63 vs -0.59 y -0.85 vs -0.7), aunque esta diferencia fue pequeña. Algo sorprendente es la alta correlación negativa entre la altura y la actividad NEMG concéntrica del ES izquierdo y derecho durante el ejercicio de SLDL. Se puede suponer que una altura corporal más pequeña influye en el ángulo de inclinación del torso a favor de un brazo de carga más corto y, por lo tanto, requisitos de fuerza más bajos, lo que da como resultado valores de NEMG más bajos. Una explicación podría ser que los sujetos con una altura corporal más baja también tenían sus músculos BFs más capaces de trabajar más cerca de la longitud muscular óptima para la máxima producción de potencia, lo que podría haber aumentado el rendimiento de la cadena cinética. En tal caso, un ángulo de articulación desfavorable para el BF sería un factor limitante, lo que lleva a la explicación de que los valores de NEMG del ES fueron menores en sujetos más grandes debido a las menores cargas realizables. Se puede suponer que no sólo la actividad EMG, sino también los parámetros cinemáticos (39), dependen de la carga utilizada. Los resultados de este estudio sugieren que en futuras investigaciones EMG para el ejercicio de DL, el tamaño corporal también debe manejarse como una variable influyente. Se puede suponer que el examen de la influencia de la longitud del brazo y de la pierna, así como la relación entre la longitud del brazo y la longitud de la pierna, también revelaría correlaciones relevantes con la EMG, como ya lo demostraron Lockie y cols. (22) para varios parámetros mecánicos. Siguiendo el argumento de que la fuerza de los extensores de la espalda constituye un factor limitante del rendimiento durante el ejercicio de DL (5, 19), también parece prometedor estudiar la influencia de la longitud del torso en los parámetros cinemáticos, electromiográficos y mecánicos del ejercicio de DL.

Es necesario señalar varias limitaciones de este estudio. No se puede evaluar de manera concluyente si las diferencias significativas en los ángulos articulares contribuyeron a los valores de EMG más altos y las cargas absolutas por pierna en el ejercicio de SLDL, ya que no se registraron parámetros cinemáticos. La misma restricción también se aplica a los datos de correlación presentados. En el presente estudio, las suposiciones sobre los ángulos articulares subyacentes sólo se hicieron sobre la base de las correlaciones observadas. Por lo tanto, sería instructivo investigar en estudios futuros hasta qué punto los individuos adaptan su técnica a las variaciones del DL en función de sus características antropométricas sobre la base de parámetros cinemáticos. Dado que en el presente estudio sólo se evaluaron hombres, sería necesario verificar en los siguientes estudios si estos hallazgos son comparables con los de un grupo de sujetos femeninos. El hecho de que en este estudio no se pudiera determinar ninguna conexión entre la altura corporal y las cargas de 8MR bilaterales y unilaterales absolutas también podría atribuirse al pequeño tamaño de la muestra y la heterogeneidad del alto rendimiento. Por lo tanto, esta pregunta debería examinarse en una muestra más homogénea en el futuro (por ejemplo, levantadores de pesas).

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer a todos los participantes por su tiempo y apoyo para ayudar con este estudio.

REFERENCIAS

1. Andersen V, Fimland MS, Mo D-A, et al. (2018). Electromyographic Comparison of Barbell Deadlift, Hex Bar Deadlift, and Hip Thrust Exercises: A Cross-Over Study. *J Strength Cond Res* 32(3): 587-593
2. Behm DG, Anderson K, Curnew RS. (2002). Muscle Force and Activation Under Stable and Unstable Conditions. *J Strength Cond Res* 16(3): 416-422
3. Bellon C, Leigh S, Suchomel T. (2013). A comparison of muscle activation of the lower back and legs between a back squat and a

rear foot elevated split squat exercise: Presented at Conference Papers from the 8th Annual Coaches and Sport Science College December 13-14, 2013.

4. Bolgla LA, Uhl TL. (2007). Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *J Electromyogr Kinesiol* 17(1): 102-111
5. Boyle M. (2011). Advanced in functional training: Training techniques for coaches, personal trainers and athletes. *s.n.: Lotus Publ*
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* 30(5): 1183-1188
7. Cholewicki J, McGill SM, Norman RW. (1991). Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. *Med Sci Sports Exerc* 23(10): 1179-1186
8. Comfort P, Graham-Smith P. (2009). Training consideration for athletes with lower limb muscle imbalance. *Prof Strength Cond* (15): 4-8
9. Contreras B, Vigotsky AD, Schoenfeld BJ, Beardsley C, Cronin J. (2015). A comparison of two gluteus maximus EMG maximum voluntary isometric contraction positions. *PeerJ* 3: e1261
10. Carrier DP. (1972). Maximal isometric tension of the elbow extensors at varied positions. 2. Assessment of extensor components by quantitative electromyography. *Phys Ther* 52(12): 1265-1276
11. DeForest BA, Cantrell GS, Schilling BK. Muscle Activity in Single- vs. Double-Leg Squats. (2014). *Int J Exerc Sci* 7(4): 302-310.
12. Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Padua DA. (2009). Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 39(7): 532-540
13. Escamilla RF, Francisco AC, Kayes AV, Speer KP, Moorman CT. (2002). An electromyographic analysis of sumo and conventional style deadlifts. *Med Sci Sports Exerc* 34(4): 682-688
14. Gonzalo-Skok O, Tous-Fajardo J, Suarez-Arrones L, Arjol-Serrano JL, Casajús JA, Mendez-Villanueva A. (2017). Single-Leg Power Output and Between-Limbs Imbalances in Team-Sport Players: Unilateral Versus Bilateral Combined Resistance Training. *Int J Sports Physiol Perform* 12(1): 106-114
15. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, et al. (1999). European recommendations for surface electromyography: Results of the SENIAM Project.
16. Howe L, Goodwin J, Blagrove R. (2014). The integration of unilateral strength training for the lower extremity within an athletic performance programme.
17. Inman VT, Ralston HJ, C.M. Saunders JB de, Bertram Feinstein MB, Wright EW. (1952). Relation of human electromyogram to muscular tension. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 4(2): 187-194
18. Jones MT, Ambegaonkar JP, Nindl BC, Smith JA, Headley SA. (2012). Effects of unilateral and bilateral lower-body heavy resistance exercise on muscle activity and testosterone responses. *J Strength Cond Res* 26(4): 1094-1100
19. Juan CS. (2001). Single-Leg Training for 2-Legged Sports: Efficacy of Strength Development in Athletic Performance. *Strength Cond J* 23(3): 35-37
20. Knapik JJ, Bauman CL, Jones BH, Harris JM, Vaughan L. (1991). Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. *Am J Sports Med* 19(1): 76-81
21. Konrad P. (2006). The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography.
22. Lockie RG, Moreno MR, Orjalo AJ, et al. (2018). Relationships Between Height, Arm Length, and Leg Length on the Mechanics of the Conventional and High-Handle Hexagonal Bar Deadlift. *J Strength Cond Res* 32(11): 3011-3019
23. Magnus CRA, Farthing JP. (2008). Greater bilateral deficit in leg press than in handgrip exercise might be linked to differences in postural stability requirements. *Appl Physiol Nutr Metab* 33(6): 1132-1139
24. Makaruk H, Winchester JB, Sadowski J, Czaplicki A, Sacewicz T. (2011). Effects of unilateral and bilateral plyometric training on power and jumping ability in women. *J Strength Cond Res* 25(12): 3311-3318
25. Manning JT, Pickup LJ. (1998). Symmetry and performance in middle distance runners. *Int J Sports Med* 19(3): 205-209
26. 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* 19(1): 57-70
27. McCurdy K, Walker J, Yuen D. (2018). Gluteus Maximus and Hamstring Activation During Selected Weight-Bearing Resistance Exercises. *J Strength Cond Res* 32(3): 594-601
28. McCurdy KW, Langford GA, Doscher MW, Wiley LP, Mallard KG. (2005). The effects of short-term unilateral and bilateral lower-body resistance training on measures of strength and power. *J Strength Cond Res* 19(1): 9-15
29. McGill S. (2016). Low back disorders: Evidence-based prevention and rehabilitation. *Third edition*.
30. Navalta J, Stone W, Lyons S. (2019). Ethical Issues Relating to Scientific Discovery in Exercise Science. *Int J Exerc Sci* 12(1)
31. Okada M. (1987). Effect of muscle length on surface EMG wave forms in isometric contractions. *Eur J Appl Physiol* 56(4): 482-486
32. Petrofsky JS. (1979). Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer. *Europ J Appl Physiol* 41(1): 1-15
33. Santana J. (2001). Single-Leg Training for 2-Legged Sports: Efficacy of Strength Development in Athletic Performance. *Strength and Conditioning Journal*.
34. Shorter K, Lake J, Smith N, Lauder M. (2011). Influence of the foot-floor interface on squatting performance. *ISBSCongress Proceedings Archive*.
35. Speirs DE, Bennett MA, Finn CV, Turner AP. (2016). Unilateral vs. Bilateral Squat Training for Strength, Sprints, and Agility in Academy Rugby Players. *J Strength Cond Res* 30(2): 386-392
36. Stone MH, O'Bryant H, Garhammer J. (1981). A hypothetical model for strength training. *J Sports Med Phys Fitness* 21(4): 342-351
37. Taniguchi Y. (1998). Relationship between the modifications of bilateral deficit in upper and lower limbs by resistance training in humans. *Eur J Appl Physiol* 78(3): 226-230
38. Vandervoort AA, Sale DG, Moroz J. (1984). Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 56(1): 46-51

39. Vigotsky AD, Harper EN, Ryan, Contreras B. (2015). Effects of load on good morning kinematics and EMG activity. *PeerJ* 3: e708
40. Worrell TW, Karst G, Adamczyk D, et al. (2001). Influence of joint position on electromyographic and torque generation during maximal voluntary isometric contractions of the hamstrings and gluteus maximus muscles. *J Orthop Sports Phys Ther* 31(12): 730-740
41. Wyland T, Reyes GF". (2013). The implications of unilateral training on performance. *International Journal of Exercise Science: Conference Proceedings* 8(1): 23

Cita Original

Diamant W, Geisler S, Havers T, Knicker A. Comparison of EMG Activity between Single-Leg Deadlift and Conventional Bilateral Deadlift in Trained Amateur Athletes - An Empirical Analysis. *Int J Exerc Sci*. 2021 Apr 1;14(1):187-201. PMID: 34055137; PMCID: PMC8136577.