

Article

Actividad Muscular de la Sentadilla Búlgara. Efectos de Vibración Adicional, Suspensión y Superficie Inestable

Joan Aguilera-Castells¹, Bernat Buscà¹, Jose Morales¹, Mònica Solana-Tramunt¹, Azahara Fort-Vanmeerhaeghe^{1,2}, Fernando Rey-Abella², Jaume Bantulà¹ y Javier Peña³

¹Faculty of Psychology, Education Sciences and Sport Blanquerna, Ramon Llull University, Barcelona, Spain

²School of Health Science Blanquerna, Ramon Llull University, Barcelona, Spain

³Sport and Physical Activity Studies Center (CEEAF), University of Vic - Central University of Catalonia, Barcelona, Spain

RESUMEN

Los practicantes de fuerza y acondicionamiento físico utilizan cada vez más la vibración y los entornos inestables para mejorar los efectos del entrenamiento. Sin embargo, se ha encontrado poca evidencia que compare el uso de dispositivos de suspensión y plataformas vibratorias utilizadas en la sentadilla búlgara. El propósito de este estudio transversal fue examinar el efecto de los dispositivos de suspensión (TRX®), las superficies inestables (BOSU®) y las placas de vibración sobre la actividad y la fuerza muscular durante la sentadilla búlgara. Veinte estudiantes varones físicamente activos (edad = 24.40 ± 3.63 años) realizaron una serie de cinco repeticiones de sentadillas búlgaras, estocadas suspendidas, estocadas suspendidas en BOSU, estocadas suspendidas con Vibro30 y estocadas suspendidas con Vibro40 (vibración 30 Hz o 40 Hz y 4 mm de amplitud). Se utilizó un diseño aleatorio intraindividual para comparar la actividad de los músculos de las piernas, las fuerzas de reacción vertical del suelo y la fuerza ejercida sobre la correa en los cinco ejercicios. Los resultados no mostraron diferencias significativas en la actividad muscular entre la sentadilla búlgara y la estocada suspendida ($p = 0.109$, $d = 2.84$). Sin embargo, la estocada suspendida disminuyó significativamente la activación muscular en comparación con la estocada suspendida en BOSU ($p = 0.012$, $d = 0.47$), estocada suspendida con Vibro30 ($p = 0.001$, $d = 1.26$) y estocada suspendida con Vibro40 ($p = 0.000$, $d = 1.51$). Asimismo, la sentadilla búlgara logró una menor actividad que la estocada suspendida con Vibro40 ($p = 0.010$, $d = 0.96$). La fuerza en la correa disminuyó significativamente en la estocada en BOSU suspendida en comparación con la estocada con Vibro30 suspendida ($p = 0.009$, $d = 0.56$). La estocada suspendida logró una mayor producción de fuerza de la pierna delantera que la sentadilla búlgara ($p = 0.006$, $d = 0.48$). En conclusión, apoyar la pierna trasera en un dispositivo de suspensión no provoca un aumento en la activación de la pierna delantera durante la sentadilla búlgara, pero aumenta las fuerzas de reacción verticales del suelo. Así, el uso de superficies inestables o placas de vibración para la pierna delantera aumentó la actividad muscular al realizar una estocada suspendida.

INTRODUCCIÓN

En la fuerza y el acondicionamiento físico, las tendencias recientes apoyan el uso de ejercicios funcionales para mejorar la eficacia de las habilidades deportivas multidireccionales, mejorando la calidad del entrenamiento de la fuerza. Estas habilidades incluyen acciones locomotoras, manipulativas y de estabilidad mientras se mantiene el control de la cadena cinética [1]. La mayoría de estas acciones implican acciones unilaterales de salto multidireccional, cambio de dirección y de realizar sprints utilizando diferentes técnicas, con una importante aplicación del vector de fuerza de rotación anteroposterior y lateral [2-4]. Por lo tanto, las sentadillas búlgaras [5] y con una sola pierna [6] o los pasos laterales y las estocadas hacia atrás [2] han sido parte de programas de entrenamiento eficaces para deportes específicos. Nuñez y cols. [7] encontraron mejoras significativas en el cambio de dirección de 90° en un grupo de entrenamiento de fuerza unilateral en comparación con un grupo de entrenamiento bilateral en deportes de equipo. Además, Bogdanis y cols. [8] mostraron alguna evidencia que apoya los beneficios del entrenamiento de la fuerza unilateral en el salto y la tasa de desarrollo de la fuerza en estudiantes de educación física. En la misma dirección, Gonzalo-Skok y cols. [2] demostraron mayores mejoras en los tests funcionales (cambio de dirección de 180°, salto lateral y salto horizontal con una pierna) para un grupo de entrenamiento de fuerza unilateral en deportes de equipo. El mismo autor principal también encontró una reducción del desequilibrio entre las extremidades siguiendo este paradigma de entrenamiento en jugadores de baloncesto [9]. Por lo tanto, debido a su especificidad y transferencia a las habilidades deportivas, el step-up, la estocada estándar (dos pies en el suelo) o la sentadilla búlgara (pie trasero elevado) se encuentran entre los ejercicios más utilizados para mejorar la fuerza de la parte inferior del cuerpo [10].

Instabilidad

Los entrenadores, atletas y aficionados del fitness buscan continuamente nuevos desafíos para aumentar las demandas del entrenamiento a través de la complejidad de los ejercicios, por ejemplo, modificando la cantidad de inestabilidad o intensidad [11]. Por lo tanto, el uso de dispositivos que crean inestabilidad se ha vuelto popular (es decir, BOSU® Ball, Wobble Board®). Principalmente, los dispositivos inestables se utilizan para aumentar la carga de los ejercicios tradicionales al proporcionar mayores demandas musculares a través de un reclutamiento superior de unidades motoras. Estos dispositivos también mejoran la coordinación neuromuscular para mantener el equilibrio durante los ejercicios de entrenamiento [12]. Como Behm y cols. [11] declararon, el entrenamiento de la fuerza en superficies inestables o implementos inestables proporciona un mayor grado de inestabilidad en comparación con las superficies estables. Por tanto, los entornos desestabilizadores proporcionan estímulos de entrenamiento más variados y eficaces, mejorando las adaptaciones neuromusculares [13]. Del mismo modo, alguna evidencia apoya la idea de que el entrenamiento de la inestabilidad provoca una mayor actividad de distintos músculos de la parte superior del cuerpo y del tronco que los ejercicios tradicionales como las flexiones de brazos, los abdominales y extensiones de espalda. Anderson y cols. [14] reclutaron a personas altamente entrenadas para examinar la activación del tríceps braquial, el erector de la columna, el recto abdominal, el oblicuo interno y del sóleo mientras realizaban 'push-ups' tradicionales e inestables en una sola (manos o pies sobre la superficie inestable) o doble (ambas manos y pies en la superficie inestable) condición. Los autores encontraron que la condición dual provocó el mayor porcentaje de cambio (>150%) para todos los músculos analizados que las otras condiciones. Además, se encontró un efecto lineal significativo entre la cantidad de inestabilidad proporcionada y el nivel de actividad muscular en todos los músculos y condiciones de ejercicio. El estudio de Cosio-Lima y cols. [15] mostró que después de 5 semanas de entrenamiento inestable de abdominales y extensión de espalda ("sobre pelota suiza") en mujeres universitarias no entrenadas, la actividad muscular del recto abdominal y el erector de la columna aumentó significativamente en comparación con la de un grupo de control. Además, se ha encontrado alguna evidencia de esto en ejercicios de la parte inferior del cuerpo como estocadas estándar [16] y sentadillas búlgaras [17]. Concretamente, realizar estocadas estándar y sentadillas búlgaras implica la activación del glúteo mayor y medio, el vasto medial, el vasto lateral, el recto femoral, el bíceps femoral, el semitendinoso y el gastrocnemio [18,19]. Para evaluar la actividad muscular durante una estocada estándar, Boudreau y cols. [18] utilizaron electromiografía de superficie para medir la actividad del recto femoral, el glúteo medio y el glúteo mayor en individuos sanos y demostraron que la activación del glúteo medio, glúteo mayor y recto femoral variaba de baja a moderada (de <21% a 40%) de la máxima contracción isométrica voluntaria (MVIC). Otros autores [19] han examinado el efecto de realizar una sentadilla búlgara (con carga) sobre la actividad del glúteo mayor, bíceps femoral, semitendinoso, recto femoral, vasto lateral, vasto medial y gastrocnemio y han informado que las sentadillas búlgaras provocan un mayor reclutamiento muscular (>638 mV) en el músculo cuádriceps (recto femoral, vasto medial y lateral) que en los isquiotibiales (bíceps femoral y semitendinoso), glúteo mayor y gastrocnemio (todos <396 mV). DeForest y cols. [19] informaron que todos los músculos analizados lograron una mayor activación durante la fase concéntrica que en la fase excéntrica.

Con respecto a los efectos de las condiciones inestables en la parte inferior del cuerpo, sólo Andersen y cols. [17] examinaron el efecto de realizar una sentadilla búlgara estandarizada (carga de 6MR) en condiciones estables (pierna delantera en el piso) e inestable (pierna delantera sobre un cojín de espuma) en los músculos de la cadera y los muslos de

participantes entrenados sanos. Las sentadillas búlgaras aumentaron significativamente la activación del bíceps femoral en condiciones estables en comparación con aquellas en condiciones inestables (estable vs inestable: $215.5 \pm 106.7\%$ MVIC vs $193.3 \pm 101.5\%$ MVIC, $p = 0.030$), y no hubo diferencias significativas para el recto femoral, vasto medial, vasto lateral y gastrocnemio, y todos lograron una alta activación ($>60\%$ MVIC) en ambas condiciones de ejercicio. Por el contrario, Youdas y cols. [16] encontraron que la superficie (estable vs inestable) y el sexo tienen un efecto significativo sobre las activaciones del recto femoral (mujeres vs hombres en superficie estable: 33.9% MVIC vs 20.1% MVIC, respectivamente; $p = 0.04$) e isquiotibiales (hombres vs mujeres en superficie inestable: 37.9% MVIC vs 19.9% MVIC, respectivamente; $p = 0.04$) durante la extensión de una estocada estándar en deportistas recreativos sanos. Por lo tanto, la evidencia de que el uso de superficies inestables aumenta las demandas musculares durante la sentadilla búlgara y los ejercicios de estocada estándar es débil.

Vibraciones de cuerpo entero

Otros dispositivos, como las plataformas de vibración de cuerpo entero (WBV), se utilizan comúnmente para aumentar el rendimiento neuromuscular en el entrenamiento de la fuerza. Estas plataformas modifican las cargas de trabajo a través de la vibración (vibración alternada lateral o vibración sincrónica), la frecuencia (en Hz) y la amplitud (desplazamiento pico a pico, en mm) y, como consecuencia, la magnitud de la aceleración siguiendo el paradigma de ajuste muscular [20,21]. La WBV se aplica al músculo o tendón para provocar el reflejo de vibración tónica [22], y los efectos beneficiosos de la WBV se han demostrado en ejercicios de miembros inferiores (sentadilla, media sentadilla, sentadilla búlgara o estocada) en diferentes grupos de personas, como no entrenados, recreativamente activos, y adultos mayores [23,24]. En cuanto a la activación muscular, el reclutamiento del vasto lateral aumenta cuando se realizan 60 seg de media sentadilla estática con 100° de flexión de rodillas a tres frecuencias WBV diferentes (30, 40 y 50 Hz) con 10 mm de amplitud [25]. Asimismo, Di Gimniani [26] informó que la realización de 20 seg de media sentadilla estática en cuatro posiciones diferentes (ángulo de flexión de la rodilla que varía de 90° a 120°) con la WBV (45-55 Hz y 1 mm de amplitud) aumentaba la activación del vasto lateral en comparación con una media sentadilla sin vibración aplicada en estudiantes varones de ciencias del deporte. Además, Ritzmann y cols. [27] encontraron que un aumento progresivo en las frecuencias de WBV (de 5 a 30 Hz) y de amplitudes (de 2 a 4 mm) causa un aumento progresivo en la activación del vasto medial, recto femoral y bíceps femoral mientras se realizan 10 seg de media sentadilla. Por tanto, las frecuencias que van de 30 a 55 Hz y amplitudes de 2 a 5 mm provocaron la respuesta más alta en los músculos mencionados anteriormente [23,27,28]. Aunque la WBV aumenta la activación de los músculos del muslo durante los ejercicios de la parte inferior del cuerpo, como la sentadilla, la sentadilla búlgara o la estocada, existe un interés creciente en mejorar la actividad muscular mediante el uso de diferentes dispositivos de suspensión. Además, se ha investigado el uso de una combinación de diferentes métodos para aumentar la activación muscular [29-31]. Se han usado plataformas vibratorias, dispositivos isoinerciales, bandas de goma o máquinas de poleas junto con otros dispositivos como Pielaster®, Swiss Balls, placas de Freeman y BOSU® para crear inestabilidad. Moras y cols. [32] recientemente compararon la variabilidad en la producción de fuerza de una sentadilla bilateral estable e inestable usando una máquina isoinercial y no encontró diferencias significativas entre ambas condiciones en términos de entropía de la muestra en hombres entrenados sanos. Sin embargo, las combinaciones de dispositivos de suspensión con otros métodos de entrenamiento aún están poco exploradas.

Dispositivos de suspensión

En el entrenamiento de suspensión, se requiere un dispositivo de suspensión para crear una condición inestable. Este método utiliza un sistema de correas con asas en la parte inferior y unidas a un sólo punto de anclaje [33]. Este dispositivo actúa como un péndulo al girar alrededor del punto de anclaje único. El dispositivo de suspensión utiliza el peso corporal y principios fundamentales (resistencia del vector, estabilidad y péndulo) para mejorar el reclutamiento de unidades motoras [34]. Se han investigado los efectos del uso de un dispositivo de suspensión sobre la actividad de los músculos de la parte inferior del cuerpo mientras se realiza una flexión de isquiotibiales. Específicamente, Malliaropoulos y cols. [35] examinaron el efecto de diez ejercicios de carga de isquiotibiales (estocada estándar, peso muerto rumano con una sola pierna, swing con pesas rusas, puente, curl de isquiotibiales suspendido, puente de isquiotibiales, curl, ejercicio nórdico, flexión en pelota suiza y ejercicio de pierna deslizante) sobre el reclutamiento del bíceps crural y semitendinoso en atletas de élite de pista y campo e informaron que el bíceps femoral y el semitendinoso lograron una activación muy alta ($>60\%$ MVIC) en los curls de isquiotibiales suspendidos en comparación con la actividad alta a baja ($<60\%$ MVIC) para la estocada estándar, el peso muerto rumano con caída en T con una sola pierna, el swing con pesas rusas, el puente, el puente de isquiotibiales, el curl y el ejercicio nórdico. Sin embargo, la flexión de isquiotibiales suspendida fue menos exigente para el bíceps femoral (84% MVIC) y el semitendinoso, (75% MVIC) que la flexión de pelota suiza y el ejercicio de pierna deslizante, ambos con actividad muscular $>90\%$ MVIC. Recientemente, Krause y cols. [36] evaluaron la activación de los músculos de la cadera y de los muslos durante una estocada suspendida (la pierna trasera apoyada en los soportes del dispositivo de suspensión) y su contraparte. El ejercicio de estocada suspendida logró una activación significativamente mayor en los isquiotibiales, el glúteo mayor, el glúteo medio y el aductor largo que la estocada estándar. A pesar de esto, los autores no encontraron diferencias significativas en el recto femoral entre las condiciones de ejercicio.

Fuerzas en el entrenamiento en suspensión

Además de la activación muscular, la producción de fuerza también es útil para evaluar la carga involucrada en los ejercicios de fuerza. Varios estudios han examinado las fuerzas ejercidas en diferentes ejercicios de miembros inferiores. Comfort y cols. [37] informaron que la sentadilla con una sola pierna logró mayores fuerzas máximas de reacción vertical del suelo (VGRF) y mayor momento de la articulación del tobillo, pero un menor momento de la cadera, en comparación con la cinética articular y los análisis de cinemática de las estocadas hacia adelante y hacia atrás. Otros estudios han evaluado la carga en la correa de suspensión y la VGRF en ejercicios de la parte superior del cuerpo. Melrose y Dawes [38] midieron la fuerza ejercida sobre la correa de suspensión mientras realizaban un remo invertido suspendido isométrico en estudiantes universitarios. Estos autores encontraron que el porcentaje de resistencia de la masa corporal en la correa de suspensión aumenta de 37.4% a 79.4% cuando la inclinación tronco-pierna está más cerca del piso (de 30° a 75°). Asimismo, Gulmez [39] reclutó a estudiantes varones de ciencias del deporte para examinar la fuerza sobre la correa de suspensión y la VGRF mientras realizaban flexiones de brazos isométricas suspendidas en dos condiciones (flexión y extensión del codo). El estudio encontró que cuando se modifica la inclinación tronco-pierna (de 45° a 0°), el porcentaje de resistencia de la masa corporal aumenta (flexión del codo: 36.8% a 75.3%; extensión del codo: 11.9% a 50.4%), mientras que la VGRF disminuye (flexión del codo: 80.7% a 32.2%; extensión del codo: 97.5% a 46.6%). Sin embargo, el efecto de la carga sobre la correa de suspensión al realizar ejercicios de la parte inferior del cuerpo como sentadillas, estocadas estándar, sentadillas búlgaras o curls de isquiotibiales aparentemente no se ha evaluado todavía. Por el contrario, los efectos de otras fuentes de inestabilidad sobre la producción de fuerza se han examinado para los ejercicios de la parte inferior del cuerpo. Estudios anteriores han demostrado que un entorno inestable conduce a una disminución de la producción de fuerza [40,41]. Saeterbakken y Fimland [42] examinaron el ejercicio de sentadillas en cuatro superficies inestables diferentes y en la condición BOSU®, obteniendo el valor de producción de fuerza más bajo en comparación con una condición de sentadilla estable. Asimismo, otra investigación informó que las condiciones de peso muerto en BOSU® y en T-Bow® disminuyeron significativamente la producción de fuerza en el peso muerto en el piso [43]. Aunque la revisión de la literatura sugiere que las superficies inestables reducen la producción de fuerza, la condición dual (dos materiales desestabilizadores o la WBV con una superficie inestable) podría aumentar la activación muscular [29,44]. Sin embargo, Byrne y cols. [45] no informaron diferencias significativas al estudiar la condición dual en la plancha suspendida.

Hasta donde sabemos, no hay evidencia suficiente de actividad muscular y producción de fuerza cuando se realiza un ejercicio suspendido de la parte inferior del cuerpo. Por lo tanto, nuestro objetivo principal es estudiar el efecto de los dispositivos de suspensión sobre la actividad muscular durante una sentadilla búlgara. En segundo lugar, nuestro objetivo es determinar el efecto de agregar una superficie inestable y la WBV sobre la actividad muscular en la estocada suspendida. En cuanto a la producción de fuerza, el objetivo era cuantificar el efecto de añadir una superficie inestable y la WBV sobre las fuerzas ejercidas sobre la correa de suspensión por la pierna trasera. También comparamos la VGRF producida por la pierna delantera entre la sentadilla búlgara y la estocada suspendida. Por lo tanto, se planteó la hipótesis de que: 1) una estocada suspendida da como resultado una mayor activación muscular que una sentadilla búlgara, 2) la activación muscular en condiciones de sentadilla búlgara y estocada suspendida (suspendida, BOSU suspendida, vibración suspendida 30 Hz y vibración suspendida 40 Hz) difiere significativamente en todos los músculos analizados (recto femoral, bíceps femoral, glúteo medio, vasto lateral, vasto interno y recto femoral de la pierna trasera), 3) la fuerza ejercida sobre la correa de suspensión es significativamente menor en la estocada suspendida con BOSU que bajo las otras condiciones de estocada suspendida, y 4) la condición de estocada suspendida provoca una carga de VGRF más alta en la pierna delantera que la sentadilla búlgara.

MATERIALES Y MÉTODOS

Diseño

Se utilizó un diseño de medidas repetidas para comparar la actividad electromiográfica y la producción de fuerza (fuerza ejercida sobre la correa de suspensión y la VGRF) durante la sentadilla búlgara y bajo cuatro condiciones de estocada suspendida. Se reclutó a veinte participantes para realizar sentadillas búlgaras y estocadas suspendidas. Las sentadillas búlgaras se realizaron con el pie delantero en el suelo y el pie trasero apoyado en un banco. Las condiciones de estocada suspendida fueron a) estocada suspendida (pie delantero en el piso y el pie trasero apoyado dentro de la base del dispositivo de suspensión), b) estocada suspendida en BOSU (igual que el ejercicio anterior con el pie delantero sobre el BOSU®), c) estocada suspendida con Vibro30 (pie delantero sobre plataforma WBV a 30 Hz y 4 mm de amplitud), y d) estocada suspendida con Vibro40 (igual que el ejercicio anterior con 40 Hz y 4 mm de amplitud). Todas las condiciones de estocada suspendida se ejecutaron utilizando un dispositivo TRX Suspension Trainer™. Se utilizó una celda de carga Tipo S para medir la fuerza ejercida sobre la correa de suspensión por la extremidad inferior suspendida. La celda de carga era mostrada en el dispositivo de suspensión. Se utilizó una plataforma de fuerza para registrar la VGRF desde la pierna

delantera tanto en la sentadilla búlgara como en la estocada suspendida. Se utilizó electromiografía de superficie (sEMG) para medir la actividad muscular en la pierna dominante (pierna delantera). Se analizaron los siguientes músculos: 1) recto femoral, 2) bíceps femoral, 3) glúteo medio, 4) vasto medial y 5) vasto lateral. Además, se registró actividad en el recto femoral de la pierna trasera en los cinco ejercicios.

Participantes

Veinte estudiantes universitarios varones sanos y físicamente activos (edad media = 24.40 ± 3.63 años, rango: 20-31 años, altura = 1.79 ± 0.06 m, masa corporal = 78.06 ± 1.70 kg, índice de masa corporal = 24.35 ± 1.58 kg·m⁻²) fueron reclutados voluntariamente para este estudio. Los sujetos habían estado físicamente activos con al menos tres sesiones por semana con una duración mínima de 30 min. Además, ocho de los sujetos incluidos jugaban fútbol, seis jugaban baloncesto, tres jugaban balonmano y tres jugaban tenis. Los sujetos eran excluidos si presentaban alguna lesión y/o dolor relacionado con trastornos cardiovasculares, musculoesqueléticos o neurológicos. Se pidió a todos los sujetos que asistieran a la sesión experimental después de abstenerse de realizar actividad física de alta intensidad durante 24 h antes de la prueba y sin consumir alimentos, bebidas ni estimulantes (es decir, cafeína) 3-4 h antes de la prueba. Durante la sesión de familiarización, todos los sujetos firmaron el consentimiento informado por escrito después de recibir una explicación clara de los procedimientos experimentales, el protocolo de ejercicio, los beneficios y los posibles riesgos asociados con su participación. El Comité de Ética e Investigación de la Facultad de Psicología y Ciencias de la Educación y del Deporte Blanquerna de la Universitat Ramon Llull de Barcelona aprobó este estudio con el número de referencia 1819005D. Todos los protocolos llevados a cabo en esta investigación cumplieron con los requisitos especificados en la Declaración de Helsinki (revisada en Fortaleza, Brasil, 2013). De acuerdo con las pautas de consentimiento de PLOS, los participantes dieron su consentimiento informado por escrito para que sus imágenes se reproduzcan en este manuscrito.

Procedimientos

El estudio se realizó en dos sesiones: familiarización y experimental. Se realizaron a la misma hora de la mañana, separados por una semana. Durante la sesión de familiarización, los investigadores registraron la edad, el peso y la altura de cada sujeto, y midieron la longitud de las piernas, que se definió como la distancia desde la espina ilíaca anterosuperior hasta el maléolo medial de la tibia [18]. La dominancia de las piernas se determinó preguntando a los sujetos qué pierna usarían para patear una pelota [46]. La pierna dominante se utilizó como pierna delantera en la sentadilla búlgara y en condiciones de estocada suspendida. Para verificar el cumplimiento de las instrucciones previas a la prueba, todos los sujetos completaron un cuestionario estandarizado. Los sujetos se familiarizaron con los procedimientos de ejercicio realizando dos series de cinco repeticiones bajo cada condición de ejercicio (sentadilla búlgara, estocada suspendida, estocada suspendida-BOSU, estocada suspendida-Vibro30 y estocada suspendida-Vibro40), para lograr la técnica adecuada antes de la recopilación de datos. Se permitió un período de descanso de 1 minuto entre repeticiones y un período de descanso de 2 minutos entre los ejercicios para evitar la fatiga.

Durante la sesión experimental, los sujetos fueron equipados con electrodos de superficie y completaron un test de MVIC. Antes del test de MVIC, los sujetos realizaron un calentamiento estandarizado, que consistió en 5 minutos de ciclismo con 100 W de cadencia manteniendo 60 revoluciones por minuto. Después del protocolo de test de MVIC, cada sujeto realizó una serie de cinco repeticiones consecutivas de la sentadilla búlgara y de los ejercicios de estocada suspendida. El objetivo era realizar las diferentes tareas a un ritmo controlado, manteniendo la postura lo más consistente posible. La estocada suspendida se realizó bajo 4 condiciones: 1) estocada suspendida, 2) estocada suspendida-BOSU, 3) estocada suspendida-Vibro30 (WBV a 30 Hz y 4 mm de amplitud), y 4) estocada suspendida-Vibro40 (WBV a 40 Hz y 4 mm de amplitud). En la estocada-Vibro30 y -Vibro40 suspendidas, la placa de WBV se fijó en 30 y 40 Hz, respectivamente. Estas frecuencias muestran las mayores demandas de los músculos del muslo de la rodilla en tareas similares [23,27,28]. Los métodos de fuerza y acondicionamiento utilizados en los procedimientos del estudio, incluida la suspensión, las superficies inestables y la WBV, se utilizan con frecuencia en varios deportes donde la inclusión de peso adicional es menos común (es decir, fútbol, hockey sobre césped, tenis, pádel y bádminton).

Los órdenes de los ejercicios de sentadilla búlgara y estocada suspendida se asignaron al azar entre los sujetos y se permitió 90 segundos de descanso entre los ejercicios para prevenir la fatiga. El ritmo se estandarizó utilizando un metrónomo (aplicación Pro Metronome, versión 3.13.2; EUM Lab-Xannin Technology GmbH., Hangzhou, CHN) establecido en 70 *beeps* por minuto (bpm) y la conexión de un codificador posicional (WSB 16k-200; ASM Inc., Moosinning, DEU) se sujetó a la cadera y se utilizó para medir su desplazamiento vertical durante todos los ejercicios. Los ensayos se descartaron y se repetían si los sujetos no podían realizar los ejercicios con la técnica correcta.

Señal de electromiografía de superficie

Todos los valores de las sEMG se registraron utilizando un BIOPAC MP-150 a una frecuencia de muestreo de 1.0 kHz. Los datos se analizaron utilizando el software AcqKnowledge 4.2 (BIOPAC System, INC., Goleta, CA). Las señales de sEMG se

filtraron en paso de banda a 50-500 Hz mientras se utilizaba un filtro Butterworth de cuarto orden. Las señales de sEMG cuadrático promedio se registraron a lo largo de cada ejercicio. Los datos de la raíz cuadrada promedio se normalizaron luego a la contracción isométrica voluntaria máxima y se informaron como % de MVIC.

Se utilizaron electrodos sEMG bipolares (Ag-AgCl desechable Biopac EL504) con una distancia entre electrodos de 2 cm. Se colocaron electrodos de superficie en la pierna dominante (pierna delantera) en el recto femoral, bíceps femoral, glúteo medio, vasto interno y vasto lateral. Se colocó un electrodo adicional en el recto femoral de la pierna trasera. Antes de colocar los electrodos, se prepararon los sitios de la piel de cada sujeto para su aplicación mediante afeitado, exfoliación y limpieza con alcohol con el fin de reducir la impedancia de los tejidos y aceites de la superficie en cuestión [47]. Posteriormente, se colocaron los electrodos siguiendo las recomendaciones del Proyecto SENIAM [47]. Los electrodos para el recto femoral (pierna delantera y trasera) se colocaron al 50% en la línea que va desde la espina iliaca anterior superior a la parte superior de la rótula, los del bíceps femoral se colocaron al 50% en la línea entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia, los del glúteo medio se colocaron al 50% en la línea que va de la cresta iliaca al trocánter, los del vasto medial se colocaron al 80% en la línea entre la espina iliaca anterosuperior y el espacio articular delante del borde anterior del ligamento medial, y los del vasto lateral se colocaron a 2/3 de la línea que va desde la espina iliaca anterosuperior hasta el lado lateral de la rótula. Se colocó un electrodo de superficie de tierra directamente sobre la espina iliaca anterosuperior derecha.

Mediciones de fuerza

La VGRF se midió usando una plataforma de fuerza (Kistler 9260AA, Winterthur, Suiza) equipada con un sistema de adquisición de datos (Kistler 5695b, Winterthur, Suiza). Los datos brutos se adquirieron (frecuencia de muestreo de 1000 Hz) utilizando el software MARS (Kistler, Winterthur, Suiza). La calibración del sistema se realizó de acuerdo con las recomendaciones del software MARS. Mientras se realizaban la sentadilla búlgara y la estocada suspendida, los sujetos centraron su pie adelantado en una posición fija en la plataforma de fuerza.

Para registrar la carga en el dispositivo de suspensión, se colocó una celda de carga Tipo S (modelo CZL301C; Phidgets Inc., Alberta, CAN) entre el punto de anclaje (2.95 m desde el suelo) y las correas del dispositivo de suspensión. Los datos se recolectaron (frecuencia de muestreo 200 Hz) utilizando BIOPAC MP-150 (BIOPAC System, INC., Goleta, CA) y su software original (AcqKnowledge 4.2; BIOPAC System, INC., Goleta, CA). El sistema se calibró de acuerdo con las recomendaciones del fabricante en el manual.

Contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC)

Antes de las pruebas de ejercicio descritas a continuación, los sujetos realizaron tres MVIC de 5 seg para cada músculo, y la prueba con la señal sEMG más alta se seleccionó de acuerdo con Jakobsen y cols. [48]. Se instruyó a los sujetos para que aumentaran gradualmente la fuerza de contracción muscular hacia el máximo durante un período superior a 2 seg, mantuvieran la MVIC durante 3 seg y liberaran la fuerza de nuevo lentamente. Se permitieron tres minutos de descanso entre cada MVIC y se proporcionó estímulo verbal estandarizado para motivar a todos los sujetos a lograr la máxima activación muscular. Las posiciones durante las MVIC se basaron en el protocolo de Konrad [49] para los músculos dominantes de la pierna (pierna delantera): recto femoral, vasto medial, vasto lateral, bíceps femoral, glúteo medio; y para el recto femoral de la pierna trasera. Para obtener la MVIC del recto femoral, el vasto medial y el vasto lateral, los sujetos realizaron una extensión isométrica de rodilla a 90° con una sola pierna en una posición sentada contra una resistencia equiparada (es decir, una resistencia lo suficientemente fuerte como para provocar una contracción isométrica del sujeto). La resistencia se emparejó mediante un brazaletes en el tobillo sujetado a un cable anclado a una camilla, garantizando así una posición fija. Para obtener la MVIC del bíceps femoral, los sujetos realizaron una flexión isométrica de una sola rodilla entre 20° a 30° en una posición en decúbito prono contra una resistencia equiparada. Por último, la MVIC para el glúteo medio se realizó con sujetos en posición de decúbito lateral fijo. Luego se realizó una abducción isométrica de cadera contra una resistencia combinada. Las pruebas de ejercicio se realizaron una vez que se recopilaron todas las MVIC.

Pruebas de ejercicio

Para normalizar la altura y la distancia del paso en todas las condiciones de sentadillas búlgaras y estocadas suspendidas, la altura del banco de sentadilla búlgara y las correas del dispositivo de suspensión se normalizaron al 60% de la longitud de la pierna del sujeto; esta longitud agregó la altura de la plataforma de fuerza, el BOSU® y la plataforma WBV (es decir, la altura total de la correa = 60% de la longitud de la pierna del sujeto + la altura de BOSU®). La longitud de paso de los sujetos en todas las condiciones de sentadilla búlgara y estocada suspendida se normalizó al 80% de la longitud de su pierna, medida como la distancia desde la espina iliaca anterosuperior hasta el maléolo medial de la tibia, de acuerdo con Boudreau y cols. [18]. Con respecto a la carga del ejercicio, todos los sujetos utilizaron su peso corporal como carga en la sentadilla búlgara y en las condiciones de estocada suspendida. Las técnicas adecuadas para los ejercicios fueron las siguientes:

- Sentadilla búlgara: se les indicó a los sujetos que se pararan erguidos con un pie delante y el otro por atrás del cuerpo. Los sujetos mantuvieron los brazos cruzados sobre el pecho y la parte superior del cuerpo se mantuvo erguida con un balanceo natural de la parte inferior de la espalda durante todo el ejercicio. Los sujetos bajaban el cuerpo (fase excéntrica) hasta que la rodilla delantera se flexionaba a 90°, y posteriormente regresaban el cuerpo a la posición inicial con una extensión de rodilla completa de la pierna delantera (fase concéntrica), manteniendo una posición de tronco erguido, según lo requerido para los sujetos. El pie adelantado se colocó en una posición fija con el talón en contacto con una plataforma de fuerza. El pie trasero (empeine) se apoyó en un banco de press horizontal. Para ajustar la altura de la pierna trasera, se utilizaron piezas de alfombra de espuma EVA y se fijaron con una correa de cincha (Fig 1). El punto de contacto entre el banco de press horizontal y el pie se controló para que fuera idéntico en todas las repeticiones.
- Estocada suspendida: antes de realizar este ejercicio, se aseguró un TRX de suspensión (Fitness Anywhere, San Francisco, CA) en el punto de anclaje. Se indicó a los sujetos que asumieran una posición de estocada con el pie trasero colocado dentro del soporte del dispositivo de suspensión con una ligera flexión plantar (Fig. 1). El pie adelantado se colocó sobre una plataforma de fuerza. Luego, los sujetos realizaron la estocada como se describió anteriormente.
- Estocada suspendida-BOSU: se utilizó una media esfera BOSU® (BOSU®, Ashland, OH) para realizar este ejercicio. Los sujetos asumieron la posición indicada anteriormente pero con el pie adelantado colocado sobre el BOSU®, con el domo hacia arriba (Fig 1).
- Estocada suspendida-Vibro30: se utilizó una plataforma WBV (Compex® Winplate; DJO UK Ltd., Guildford, GBR) para realizar este ejercicio. Se indicó a los sujetos que colocaran el pie adelantado y mantuvieran el talón en contacto con el Compex Winplate. El ajuste de la plataforma WBV fue de 30 Hz de frecuencia y 4 mm de amplitud (alto) (Fig 1). Luego, los sujetos realizaban la estocada como se describió anteriormente.
- Estocada suspendida-Vibro40: los sujetos realizaron la estocada con una plataforma WBV ajustada a 40 Hz de frecuencia y 4 mm de amplitud (alta). Colocaron el pie trasero en las correas de suspensión utilizando las mismas técnicas descritas anteriormente (Fig 1).

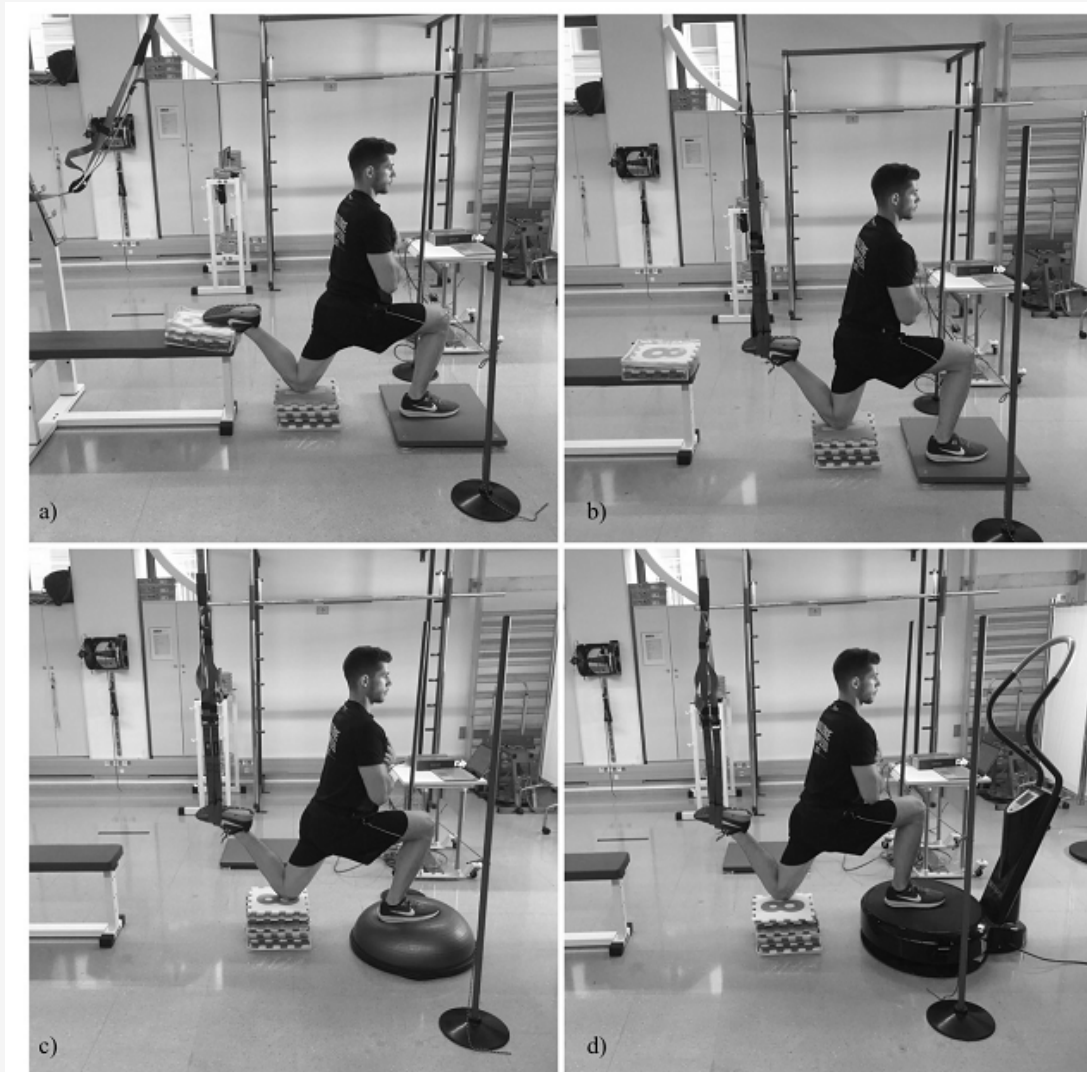


Figura 1. Sentadilla búlgara (a), estocada suspendida (b), estocada suspendida-BOSU (c) y estocada suspendida-Vibro30 y Vibro-40 (d).

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0221710.g001>

Análisis de datos

Todos los análisis de señales sEMG se realizaron utilizando el AcqKnowledge 4.2 (BIOPAC System, INC., Goleta, CA). Las señales sEMG relacionadas con los ejercicios isométricos se analizaron utilizando los tres segundos centrales de la contracción isométrica de 5 seg. Las señales sEMG de la sentadilla búlgara y las condiciones de estocada suspendida se analizaron tomando el promedio de las tres repeticiones medias. La primera y la quinta repeticiones se excluyeron del análisis de datos. La amplitud de sEMG en el dominio se cuantificó utilizando la raíz cuadrada promedio. Los valores medios de la raíz cuadrada promedio se seleccionaron para cada rastro y se normalizaron a máxima EMG (% MVIC). También se calculó y analizó la media global de todos los músculos (es decir, recto femoral, bíceps femoral, glúteo medio, vasto interno, vasto lateral y recto femoral de la pierna trasera) (media aritmética). Para facilitar la comparación de la activación muscular entre condiciones, la activación se clasificó en cuatro niveles: >60%, muy alto; 41-60%, alto; 21-40%, moderado; y <21%, bajo [50].

Los datos de carga registrados a partir de la placa de fuerza y la celda de carga se analizaron utilizando la fase de estocada completa (repetición excéntrica-concéntrica). Los valores máximos de fuerza alcanzados en toda la fase se utilizaron durante las condiciones de sentadilla búlgara y estocada suspendida. La primera y la quinta repeticiones se excluyeron del análisis de datos.

Para normalizar la carga, se calculó una ecuación para cada sujeto basada en la carga y el peso corporal ($load_norm = \text{carga/peso corporal} \times 100$) de acuerdo con Gulmez [39]. Los valores normalizados se expresaron como porcentaje de la

carga total.

Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó utilizando el SPSS (Versión 20 para Mac; SPSS Inc., Chicago, IL, EE. UU.). Se midieron las señales sEMG de cada músculo analizado a través de todas las condiciones de estocada búlgara y suspendida, las fuerzas ejercidas sobre la correa de suspensión, la VGRF y evaluación de MVIC. La fiabilidad intra-evaluador de todas las variables dependientes se determinó utilizando un coeficiente de correlación intraclase (CCI) y sus intervalos de confianza del 95% basados en la calificación media ($k = 3$), acuerdo absoluto, modelo de efectos mixtos bidireccionales. El CCI se interpretó utilizando las recomendaciones de Koo & Li [51] como fiabilidad deficiente (<0.5), moderada ($0.5-0.75$), buena ($0.75-0.90$) o excelente (>0.90). El número de sujetos elegidos se basó en el tamaño del efecto de 0.30 SD con un nivel α de 0.05 y una potencia de 0.95 utilizando el G Power Software (Universidad de Dusseldorf, Alemania). Se utilizó el test de Shapiro-Wilk para confirmar que los datos se distribuyeron normalmente para aprobar el uso de técnicas paramétricas. Los resultados se expresan como media \pm desviación estándar. Se empleó el análisis de varianza de medidas repetidas unidireccionales (ANOVA) para examinar el efecto de la condición del ejercicio sobre la activación muscular media y las fuerzas ejercidas sobre las correas de suspensión. Se realizó un *t*-test apareado para comparar la VGRF producida por la pierna delantera en la plataforma de fuerza en la sentadilla búlgara y la estocada suspendida. La corrección de Greenhouse-Geisser se utilizó cuando se violó el supuesto de esfericidad (prueba de Mauchly). Se utilizó un análisis *post hoc* con corrección de Bonferroni en caso de efectos principales significativos. Los tamaños de los efectos se informan como eta-cuadrado parciales (η^2), con valores de corte de 0.01 a 0.05 , 0.06 a 0.13 y >0.14 para efectos pequeños, medianos y grandes, respectivamente. Para la comparación por pares, se calculó el tamaño del efecto *d* de Cohen [52], y la magnitud del tamaño del efecto se interpretó como $<0.2 =$ trivial; $0.2-0.6 =$ pequeño; $0.6-1.2 =$ moderado; $1.2-2.0 =$ grande; $>2.0 =$ muy grande [53]. Se aceptó la significancia cuando el valor de *p* era <0.05 .

Resultados

El ICC demostró una confiabilidad de buena a excelente en todas las condiciones de ejercicio para el recto femoral, bíceps femoral, glúteo medio, vasto interno, vasto lateral y recto femoral de la pierna trasera (Tabla 1). La evaluación de la MVIC demostró una confiabilidad excelente para el recto femoral (0.955 ; IC del 95%: 0.90 a 0.98), el recto femoral de la pierna trasera (0.973 ; IC del 95%: 0.94 a 0.98), el vasto interno (0.945 ; IC del 95%: 0.88 a 0.97), vasto lateral (0.956 ; IC del 95%: 0.90 a 0.98), bíceps femoral (0.956 ; IC del 95%: 0.90 a 0.98) y glúteo medio (0.987 ; IC del 95%: 0.97 a 0.99). El ICC para las fuerzas ejercidas sobre las correas de suspensión para la estocada suspendida (0.982 ; IC del 95%: $0.95-0.99$), estocada suspendida-BOSU (0.956 ; IC del 95%: $0.90-0.98$), estocada suspendida-Vibro30 (0.978 ; 95 % IC: $0.95-0.99$) y estocada suspendida-Vibro40 (0.973 ; 95% IC: $0.94-0.98$) demostraron una excelente confiabilidad. El ICC mostró una excelente confiabilidad para la VGRF bajo la sentadilla búlgara (0.996 ; IC del 95%: $0.99-0.99$) y estocada suspendida (0.995 ; IC del 95%: $0.98-0.99$)

Tabla 1. Valores de confiabilidad para cada músculo analizado bajo las condiciones de sentadilla búlgara y estocada suspendida.

	Exercise condition	ICC (95% CI)
Rectus Femoris	Bulgarian squat	0.943 (0.88–0.97)
	Suspended lunge	0.882 (0.75–0.95)
	Suspended lunge-BOSU	0.888 (0.76–0.95)
	Suspended lunge-Vibro30	0.899 (0.78–0.95)
	Suspended lunge-Vibro40	0.945 (0.88–0.97)
Biceps Femoris	Bulgarian squat	0.919 (0.83–0.96)
	Suspended lunge	0.871 (0.73–0.94)
	Suspended lunge-BOSU	0.878 (0.74–0.94)
	Suspended lunge-Vibro30	0.795 (0.57–0.91)
	Suspended lunge-Vibro40	0.990 (0.97–0.99)
Gluteus Medius	Bulgarian squat	0.895 (0.78–0.95)
	Suspended lunge	0.894 (0.77–0.95)
	Suspended lunge-BOSU	0.946 (0.88–0.97)
	Suspended lunge-Vibro30	0.941 (0.87–0.97)
	Suspended lunge-Vibro40	0.925 (0.84–0.96)
Vastus Medialis	Bulgarian squat	0.947 (0.88–0.97)
	Suspended lunge	0.914 (0.82–0.96)
	Suspended lunge-BOSU	0.935 (0.86–0.97)
	Suspended lunge-Vibro30	0.904 (0.79–0.95)
	Suspended lunge-Vibro40	0.918 (0.82–0.96)
Vastus Lateralis	Bulgarian squat	0.880 (0.74–0.94)
	Suspended lunge	0.916 (0.82–0.96)
	Suspended lunge-BOSU	0.926 (0.84–0.96)
	Suspended lunge-Vibro30	0.758 (0.49–0.89)
	Suspended lunge-Vibro40	0.922 (0.83–0.96)
Rectus Femoris_RL	Bulgarian squat	0.887 (0.76–0.95)
	Suspended lunge	0.855 (0.69–0.93)
	Suspended lunge-BOSU	0.856 (0.70–0.93)
	Suspended lunge-Vibro30	0.911 (0.78–0.96)
	Suspended lunge-Vibro40	0.959 (0.91–0.98)

RL = Rear leg; CI = Confidence interval

La confiabilidad intra-evaluador se expresa como ICC (95% CI).

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0221710.t001>

Los principales efectos de la condición de ejercicio se identificaron para la activación muscular media del recto femoral [$F(2.57,48.79) = 8.557$ $p = 0.000$, $\eta^2 = 0.31$], bíceps femoral [$F(4,76) = 3.495$ $p = 0.011$, $\eta^2 = 0.15$], glúteo medio [$F(4,76) = 17.467$ $p = 0.000$, $\eta^2 = 0.47$], vasto medial [$F(4,76) = 5.578$ $p = 0.001$, $\eta^2 = 0.23$], vasto lateral [$F(4,76) = 6.074$ $p = 0.003$, $\eta^2 = 0.24$], recto femoral de la pierna trasera [$F(4,76) = 5.501$ $p = 0.001$, $\eta^2 = 0.23$]; activación muscular media de los músculos de la pierna delantera (Global_FL) [$F(4,76) = 18.611$ $p = 0.000$, $\eta^2 = 0.49$]; y activación muscular media de todos los músculos (Global) [$F(4,76) = 10.524$ $p = 0.000$, $\eta^2 = 0.36$]. La estocada suspendida proporcionó activaciones más bajas pero no significativas que la sentadilla búlgara para el bíceps femoral ($p = 0.392$, $d = 1.33$), glúteo medio ($p = 1.000$, $d = 0.27$), vasto interno ($p = 1.000$, $d = 0.63$), vasto lateral ($p = 0.647$, $d = 1.66$), Global_FL ($p = 1.000$, $d = 1.78$) y Global ($p = 0.109$, $d = 2.84$). Además, la estocada suspendida mostró activaciones significativamente más bajas que la estocada suspendida-BOSU, estocada suspendida-Vibro30 y estocada suspendida-Vibro40 en los músculos anteriores (Tabla 2). Los detalles de las comparaciones por pares entre las condiciones de ejercicio y todos los datos de activación muscular se presentan en la Tabla 2. El porcentaje de activaciones electromiográficas para todas las estocadas suspendidas relacionadas con las condiciones de sentadilla búlgara se muestra en la Figura 2

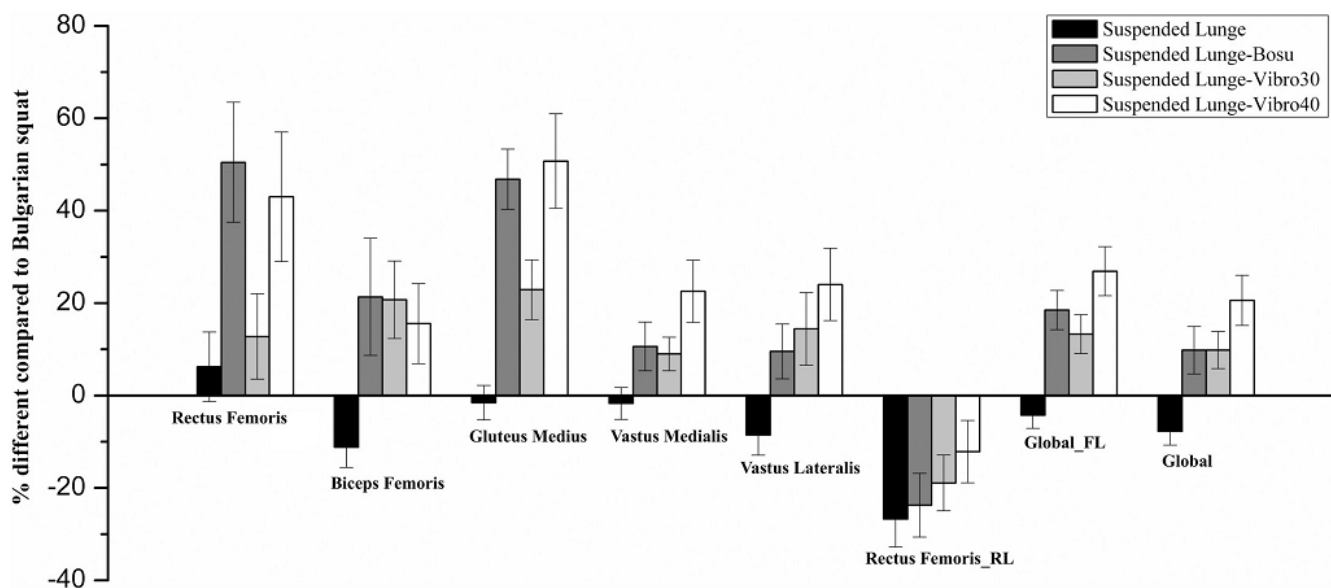


Figura 2. Activaciones electromiográficas para todas las condiciones relativas a la sentadilla búlgara. Cada barra representa la media y la barra de error representa el error estándar de la media (SEM). FL = pierna delantera; RL = pierna trasera.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0221710.g002>

Tabla 2. Activación electromiográfica normalizada para cada músculo de la parte inferior del cuerpo en diferentes condiciones de estocada como porcentaje de la contracción isométrica voluntaria máxima (% MVIC). Los valores se expresan como media \pm error estándar de la media (SEM).
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0221710.t002>

	Bulgarian Squat (a)	Suspended Lunge (b)	Suspended Lunge-BOSU (c)	Suspended Lunge-Vibro30 (d)	Suspended Lunge-Vibro40 (e)	P-value (effect size <i>d</i>)					
						a-c	b-c	d-c	d-e		
RF_FL	32.72 ± 3.48†	33.50 ± 3.45†	45.30 ± 4.28	35.16 ± 3.96†§	44.90 ± 5.72	0.010 (0.72)	0.002 (0.68)	0.001 (0.55)	0.012 (0.44)		
BF	24.50 ± 2.40	21.48 ± 2.14†§	27.21 ± 2.21	28.07 ± 2.30	26.92 ± 2.38	0.044 (0.66)	0.014 (0.54)				
Gmed	46.53 ± 4.18†§	45.54 ± 3.15††§	65.67 ± 4.85	55.73 ± 4.67	65.59 ± 4.98	0.000 (0.95)	0.001 (0.93)	0.000 (1.10)	0.022 (0.57)	0.000 (1.08)	
VM	64.58 ± 3.75§	62.18 ± 3.90§	67.61 ± 2.87	69.05 ± 4.45	76.23 ± 4.57	0.014 (0.62)	0.006 (0.74)				
VL	72.34 ± 4.81	64.92 ± 4.13†§	76.79 ± 3.80	81.13 ± 6.31	87.63 ± 5.49	0.038 (0.68)	0.03 (1.05)				
RF_RL	33.51 ± 3.76	24.69 ± 3.87	23.61 ± 2.56*	26.31 ± 3.09	28.60 ± 3.00	0.019 (0.69)					
GL_FL	47.94 ± 1.40†§	45.52 ± 1.31††§	56.31 ± 1.96	53.83 ± 1.89§	60.26 ± 2.32	0.005 (1.10)	0.000 (1.44)	0.000 (1.44)	0.001 (1.14)	0.000 (1.75)	0.043 (0.68)
GL	46.75 ± 1.48§	42.76 ± 1.33††§	50.64 ± 2.20	50.53 ± 1.46	54.37 ± 2.03	0.010 (0.96)	0.012 (0.97)	0.001 (1.26)	0.000 (1.51)		

RF_FL = Rectus femoris front leg; BF = Biceps femoris; Gmed = Gluteus medius; VM = Vastus medialis; VL = Vastus lateralis; RF_RL = Rectus femoris rear leg; GL_FL = Global mean of the five front leg muscles; GL = Global mean of the six muscles

* = Significantly lower than Bulgarian squat;

† = Significantly lower than Suspension lunge-BOSU

†† = Significantly lower than Suspension lunge-Vibro30;

§ = Significantly lower than Suspension lunge-Vibro40

La figura 3 muestra las fuerzas ejercidas sobre las correas de suspensión por la pierna trasera para cada condición de estocada suspendida y la VGRF producida por la pierna delantera en los ejercicios de estocada búlgara y suspendida. Se encontró un efecto principal de condición de ejercicio para las fuerzas ejercidas por la pierna trasera sobre la correa de suspensión [$F(3,57) = 5.106$ $p = 0.003$, $\eta^2 = 0.21$]. La fuerza ejercida sobre la correa de suspensión fue significativamente menor durante la estocada-BOSU suspendida que durante la estocada-Vibro30 suspendida ($p = 0.009$, $d = 0.56$) (Fig 3a). Además, la producción de fuerza de la pierna delantera fue significativamente mayor durante la estocada suspendida que durante la sentadilla búlgara ($t(19) = -3.106$, $p = 0.006$, $d = 0.48$) (Fig 3b).

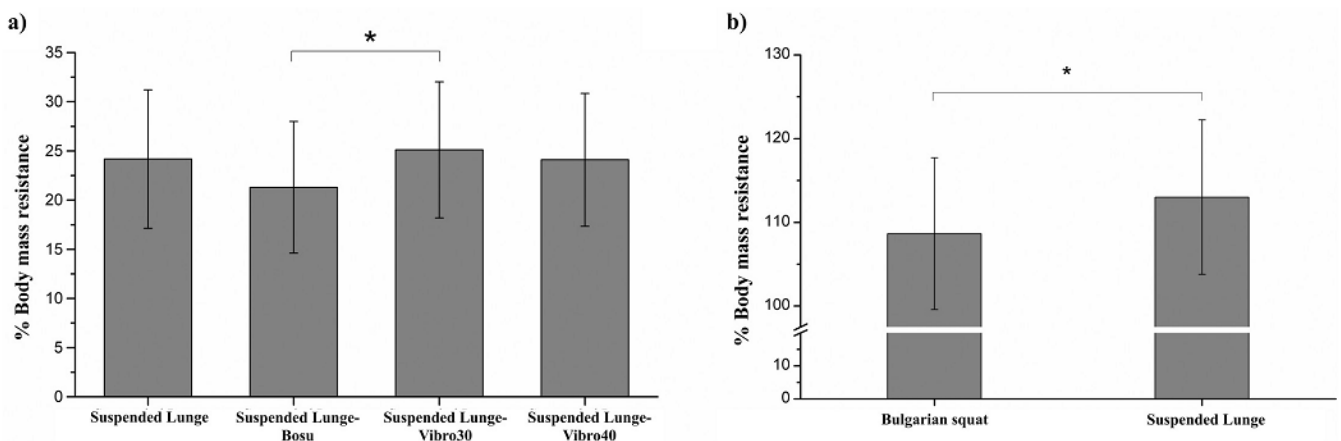


Figura 3. Valores de fuerza durante las condiciones de sentadilla búlgara y estocada suspendida: a) Comparación entre las fuerzas

Cada barra representa la media y la barra de error representa la desviación estándar (SD). * Diferencia significativa ($p < 0.05$).

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0221710.g003>

Discusión

Los principales hallazgos del estudio fueron que el efecto de la correa de suspensión no provoca un aumento de la actividad muscular en la pierna delantera en la estocada suspendida y la falta de un punto de apoyo consistente fue igualmente exigente para los músculos analizados. Así, la activación muscular similar de las estocadas suspendidas a la de las sentadillas búlgaras varió de moderada (recto femoral y bíceps femoral) a alta (glúteo medio) y muy alta (vasto medial y lateral), lo que refuerza este argumento. Todas las condiciones de estocada suspendida, excepto la estocada suspendida-BOSU, mostraron una activación mayor pero no significativa del recto femoral en comparación con la sentadilla búlgara. La estocada suspendida-BOSU logró una activación significativamente mayor del recto femoral en comparación con la actividad moderada en la sentadilla búlgara ($p = 0.010$, $d = 0.72$). Los mismos patrones de reclutamiento para el recto femoral fueron encontrados por Krause y cols. [36] quienes informaron diferencias no significativas en la activación del recto femoral en la estocada estándar en comparación con la de la estocada suspendida ($22.1 \pm 22.2\%$ MVIC vs $24.5 \pm 22.0\%$ MVIC, $p = 0,434$). Además, Andersen y cols. [17] no encontraron diferencias significativas en la activación del recto femoral mientras realizaba una sentadilla búlgara de 6MR en condiciones estables e inestables (estable vs. inestable: $70.7 \pm 18.3\%$ MVIC vs. $68.9 \pm 16.1\%$ MVIC). Por otro lado, parece que realizar un ejercicio unilateral de las extremidades inferiores con una correa de suspensión en la pierna trasera o una superficie inestable en la pierna delantera provoca mayores demandas para el recto femoral. Esto se debe a que la función principal del recto femoral en la sentadilla búlgara y la estocada suspendida podría ser el control de los movimientos de flexión de la cadera y extensión de la rodilla, en lugar de estabilizar los movimientos de abducción, aducción y rotación de la cadera y la pelvis [36].

Con respecto a los músculos restantes de la pierna delantera, la sentadilla búlgara mostró un reclutamiento muscular ligeramente mayor pero no significativo en comparación con la estocada suspendida. Para el bíceps femoral, la activación fue moderada; en el glúteo medio, la activación fue alta; y en el vasto medial y vasto lateral, la activación fue muy alta entre las condiciones. Como se informó en estudios anteriores, el vasto medial y lateral lograron una activación más alta, pero no significativa, muy alta durante una sentadilla búlgara de 6MR en comparación con la sentadilla búlgara inestable [17]. El estudio realizado por Mausehund y cols. [54], en estudiantes sanos y entrenados en fuerza moderada, indicó que la activación del vasto lateral fue mayor, pero no significativa, para la sentadilla búlgara de 6MR que para la sentadilla dividida de 6MR y la sentadilla de una sola pierna, incluso aunque ambos ejercicios registraron un nivel de actividad muy alto. Estos autores también mostraron diferencias no significativas para el glúteo medio al realizar la sentadilla búlgara y la sentadilla dividida, aunque estos dos ejercicios proporcionaron una actividad moderada del glúteo medio. La sentadilla búlgara fue más exigente para el glúteo medio. Asimismo, DeForest y cols. [19] informaron que, durante la fase concéntrica de una sentadilla búlgara con carga, la activación del bíceps femoral (alrededor de 390 mV) y el vasto medial (alrededor de 640 mV) y lateral (alrededor de 670 mV) era mayor que la de una sentadilla bilateral y una sentadilla split. Por el contrario, Krause y cols. [36] informaron que la estocada suspendida aumenta significativamente el reclutamiento muscular para el isquiotibial y el glúteo medio ($13.1 \pm 20.1\%$ MVIC; $24.1 \pm 15.1\%$ MVIC, respectivamente) en comparación con una estocada estándar (isquiotibial: $8.7 \pm 13.2\%$ MVIC, $p = 0.01$; glúteo medio: $15.3 \pm 11.4\%$ MVIC, $p = 0.01$). La técnica del ejercicio puede explicar las diferencias en la actividad muscular porque estudios previos demostraron que, al realizar una estocada estándar, en sujetos sanos, la actividad muscular del bíceps femoral era baja [55,56], la del glúteo medio variaba de baja a moderada [18,55], y la del vasto medial y lateral variaba de alto a muy alto [55,56]. Por el contrario, la sentadilla búlgara es más exigente que la estocada estándar. Estudios anteriores demostraron que la actividad del bíceps femoral y el vasto (medial y lateral) era muy alta [17,54] y la del glúteo medio era moderada [54]. Por lo tanto, realizar una sentadilla búlgara con la pierna delantera en el suelo exige un mayor reclutamiento de los músculos de la cadera y el muslo que una estocada estándar y, por lo tanto, la diferencia en la activación muscular entre los ejercicios tradicionales y suspendidos es mayor en el caso de una estocada estándar que la sentadilla búlgara. Además, apoyar la pierna trasera en la correa de suspensión parece producir una disminución en el reclutamiento de estos músculos.

Otro hallazgo fue la necesidad de una condición dual para provocar una mayor activación muscular, en la pierna delantera (estocada suspendida-BOSU, estocada suspendida-Vibro30 y estocada suspendida-Vibro40) pero no en la pierna trasera. Las dos condiciones que provocaron una mayor activación del recto femoral y el glúteo medio en la pierna delantera fueron estocada-BOSU suspendida ($45.30 \pm 4.28\%$ MVIC; $65.67 \pm 4.85\%$ MVIC, respectivamente) y estocada-Vibro40 suspendida ($44.90 \pm 5.72\%$ MVIC; $65.59 \pm 4.98\%$ MVIC, respectivamente). Para estos músculos, el estímulo provocado por las condiciones BOSU® podría ser equivalente, en términos de activación muscular, a los ofrecidos por la plataforma de WBV

a 40 Hz de altura, pero no a 30 Hz de altura. Pollock y col. [57] encontraron en participantes sanos parados en una plataforma de WBV a 30 Hz de frecuencia y 5.5 mm de amplitud que el reclutamiento del recto femoral fue significativamente mayor que cuando la WBV se estableció en 5 Hz de frecuencia y la misma amplitud. Estos autores indicaron que el reclutamiento de músculos para el recto femoral depende de la frecuencia y de la amplitud de la vibración. Este hallazgo sugiere que las condiciones duales con la WBV y entornos compatibles comprometieron la estabilidad postural, lo que condujo a un aumento de los mecanismos de ajuste muscular y la contracción muscular [29,58]. Además, se solicitó al glúteo medio para estabilizar el cuerpo durante la flexo-extensión dinámica de la pierna delantera, que caracteriza las estocadas bajo una condición de BOSU suspendida, pero también para absorber la vibración ofrecida por la placa vibratoria. Además, la activación encontrada en el antagonista (bíceps femoral) y el vasto (medial y lateral) fue similar y no significativamente diferente en las tres condiciones duales, siendo mayor en la condición Vibro40. Las equivalencias de los efectos entre las condiciones de BOSU® y las condiciones vibratorias pueden deberse a la contribución de múltiples vías neurales con funciones funcionales distintas a la respuesta de control motor rápido a una perturbación [59]. Por tanto, la respuesta neuromuscular para mantener la postura en un BOSU® puede ser más inteligente que un simple mecanismo voluntario o reflejo [60] que integra la modulación de los reflejos de estiramiento de latencia larga. Se notificaron aumentos de la sensibilidad de estos reflejos cuando los sujetos interactuaban con entornos compatibles, y esto sugiere su importante papel en el mantenimiento de la estabilidad de las extremidades en tales condiciones [59]. Según esto, la respuesta motora refleja durante la condición BOSU® y el reflejo tónico vibratorio en las plataformas de WBV podrían inducir una activación similar en los músculos involucrados. Este hallazgo, también reflejado en la activación global (la media de todos los músculos analizados), podría explicarse por los requisitos particulares de absorber la vibración o mantener la estabilidad en un BOSU®. Por tanto, al realizar tareas dinámicas en un BOSU®, los sujetos experimentan un temblor muscular (micro cambios de amplitud), provocado por variaciones de masa corporal proyectadas sobre la pierna adelantada, apoyada sobre una superficie dócil como ésta durante todo el rango de movimiento. Estos cambios de micro amplitud se describen como uno de los mecanismos de ajuste muscular para el entrenamiento con vibraciones [20]. Además, se ha demostrado que la WBV es beneficiosa para mejorar la coordinación de los músculos sinérgicos y aumentar la inhibición de los antagonistas, junto con aumentos en las respuestas hormonales de testosterona y hormona del crecimiento [61], además de los efectos beneficiosos sobre la densidad mineral ósea [62], volumen de sangre muscular [63] o control del equilibrio y resistencia muscular [64].

En términos de activación global, el uso de plataformas de WBV, junto con dispositivos como el BOSU®, mejora la actividad muscular en la estocada suspendida en adultos jóvenes físicamente activos. Por lo tanto, el simple uso de un dispositivo de suspensión no es lo suficientemente exigente para el ejercicio estudiado y debe complementarse con otras fuentes de carga. Por lo tanto, es necesaria la inclusión de métodos adicionales que aumenten la inestabilidad (BOSU®, pelota suiza, Pielaster®, mantas de goma), vibración con amplitudes y frecuencias exigentes y pesos adicionales (chalecos y cinturones con peso, barras, pesas rusas) para aumentar la activación muscular de los músculos involucrados y la fuerza producida.

El tercer hallazgo de este estudio fue que la fuerza producida en las correas de suspensión fue significativamente menor para estocada-BOSU suspendida que para estocada-Vibro30 suspendida ($21.3\% \pm 6.7$ vs $25.1\% \pm 6.93$, $p = 0.009$), y esta fuerza fue más baja, pero no significativa, que la estocada suspendida y la estocada suspendida-Vibro40. Así, el presente estudio muestra que el porcentaje de resistencia de la masa corporal ejercida por la pierna trasera sobre la correa de suspensión no podría verse influenciada por la inclinación de la pierna delantera (en el piso o en la plataforma de WBV). Sin embargo, realizar la estocada suspendida en condición dual con un dispositivo como un BOSU® provoca un aumento en la cantidad de inestabilidad y, por lo tanto, la carga ejercida por la pierna trasera sobre la correa de suspensión disminuye de acuerdo con Behm y cols. [40] y su propuesta de jerarquía de producción de fuerza, que establece que el grado de estabilidad o inestabilidad afecta directamente la producción de fuerza de las extremidades. Este hallazgo está de acuerdo con Saeterbakken y Fimland [42], quienes informaron que, en sujetos sanos, la producción de fuerza isométrica lograda al realizar una sentadilla en BOSU® (603 ± 208 N) fue significativamente menor que la fuerza producida en una sentadilla estable en el piso (749 ± 222 N) o superficies menos inestables como sentadillas en una tabla de potencia (694 ± 220 N).

La VGRF ejercida por la pierna delantera en la plataforma de fuerza fue significativamente mayor durante una estocada suspendida que durante la sentadilla búlgara ($113.01\% \pm 9.24$ vs $108.65 \pm 9.05\%$, $p = 0.006$). Este hallazgo sugiere que al apoyar la pierna trasera en una correa de suspensión provoca una transferencia de cierta cantidad de resistencia de la masa corporal hacia la pierna delantera, manteniendo la posición del tronco, que ejerce una fuerza en el suelo para intentar mantener la postura. Además, el aumento de la VGRF en la estocada suspendida puede deberse a la baja activación del recto femoral de la pierna trasera. En consecuencia, mantener la pierna trasera en un dispositivo de suspensión podría inhibir el papel del recto femoral como flexor de la cadera y contribuir al aumento de la VGRF en la pierna delantera.

Hubo algunas limitaciones asociadas con este estudio. Los resultados del presente estudio pueden estar influenciados por las experiencias de los sujetos con ejercicios similares a los realizados en la presente investigación. Cada individuo tiene

un nivel diferente de control motor para la misma tarea, y esto podría tenerse en cuenta al evaluar las señales eléctricas de los músculos. Por lo tanto, las características de los participantes podrían constituir una limitación para inferir los resultados del presente estudio. Este estudio no utilizó pruebas funcionales para determinar la lateralidad de los participantes, junto con su nivel neuromuscular y de rendimiento. Además, se debe considerar la falta de cuantificación sobre la cantidad de inestabilidad producida por el dispositivo. Otra limitación puede ser que un goniómetro no controlaba el ángulo de flexión de la rodilla. Sin embargo, el desplazamiento durante cada repetición de las condiciones de sentadilla búlgara y estocada suspendida se midió con un *encoder* posicional. Una investigación adicional debe examinar la actividad muscular y la producción de fuerza al realizar estocadas suspendidas para comparar el reclutamiento muscular entre la suspensión de la parte inferior del cuerpo y los ejercicios tradicionales de entrenamiento de la fuerza. Además, sería interesante la evaluación de la perturbación relacionada con el uso de superficies inestables con un acelerómetro.

En conclusión, los resultados de este estudio demostraron que las estocadas suspendidas no proporcionan ningún beneficio adicional que las sentadillas búlgaras para mejorar la actividad de los músculos de la parte inferior del cuerpo. Realizar una estocada en condiciones duales aumenta la actividad muscular del ejercicio en comparación con una sentadilla búlgara y una estocada suspendida. Sin embargo, las condiciones duales disminuyen la carga en la correa de suspensión cuando la pierna delantera se apoya en una superficie inestable (es decir, BOSU®), y la VGRF ejercida por la pierna delantera en la estocada suspendida (en comparación con sus contrapartes tradicionales) es mejorada para superar la inestabilidad generada por el dispositivo de suspensión.

Información de apoyo

[S1.](#) Lista de verificación STROBE del estudio.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0221710.s001>

[S2.](#) Lista de verificación de estudios clínicos.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0221710.s002>

Agradecimientos

Agradecemos a todos los sujetos del estudio por su participación.

Disponibilidad de datos: Todos los archivos de datos relevantes están disponibles en la base de datos de FIGSHARE aquí: <https://figshare.com/s/53fc813b0039ba7552af> o aquí: <https://doi.org/10.6084/m9.figshare.8174639>.

Financiación: El autor JAC ha recibido financiación para la realización de este estudio de la Secretaría de Universidad e Investigación de la Consejería de Empresa y Conocimiento de la Generalitat de Catalunya y del Fondo Social Europeo mediante Beca [2019 FI_B1 00165]; y el Ministerio de Educación, Cultura y Deporte del Gobierno de España mediante Beca [311327]. Los patrocinadores no tuvieron ningún papel en el diseño del estudio, la recopilación y el análisis de datos, la decisión de publicar o la preparación del manuscrito.

Conflictos de intereses: los autores han declarado que no existen conflictos de intereses.

REFERENCIAS

1. Actividad Muscular de la Sentadilla Búlgara. Efectos de Vibración Adicional, Suspensión y Superficie Inestable (2019). Para ver las referencias bibliográficas remitirse al artículo original: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0221710>

Cita Original

Aguilera-Castells J, Buscà B, Morales J, Solana-Tramunt M, Fort-Vanmeerhaeghe A, Rey-Abella F, et al. (2019) Muscle activity of Bulgarian squat. Effects of additional vibration, suspension and unstable surface. PLoS ONE 14(8): e0221710. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0221710>