

Article

Efectos del Ancho de la Postura y de la Colocación de la Barra sobre la Cinemática, la Cinética y la Actividad Mioeléctrica en las Sentadillas Traseras

Stian Larsen¹, Eirik Kristiansen¹, Eric Helms² y Roland van den Tillaar^{1,2}

¹Department of Sports Sciences and Physical Education, Nord University, Levanger, Norway

²Sports Performance Research Institute New Zealand, Auckland University of Technology, Auckland, New Zealand

RESUMEN

La colocación de la barra y el ancho de la postura afectan el rendimiento del levantamiento en la sentadilla trasera alrededor de la región de estancamiento. Sin embargo, se sabe poco acerca de cómo estas condiciones de sentadillas por separado podrían afectar el rendimiento del levantamiento. Por lo tanto, este estudio investigó los efectos del ancho de la postura y de la colocación de la barra sobre la cinemática, la cinética y la actividad mioeléctrica alrededor de la región de estancamiento durante una sentadilla trasera máxima de tres repeticiones. Nueve hombres y nueve mujeres (masa corporal: 76.2 ± 11.1 , edad: 24.9 ± 2.6) realizaron sentadillas traseras con cuatro técnicas diferentes, tales como: postura estrecha con barra alta (HBNS), postura ancha con barra alta, postura estrecha con barra baja y una postura amplia con barra baja donde levantaron 99.2 ± 23.6 , 92.9 ± 23.6 , 102.5 ± 24.7 y 97.1 ± 25.6 kg, respectivamente. Los principales hallazgos fueron que hacer la sentadilla con una condición de postura ancha con barra baja resultó en mayores contribuciones de la cadera en el momento total que las otras condiciones de sentadilla, mientras que hacer sentadillas con una postura HBNS resultó en mayores contribuciones de la rodilla al momento total junto con una actividad mioeléctrica del vasto lateral más alto y menor del glúteo mayor. Nuestros hallazgos sugieren que el entrenamiento con una postura HBNS podría ser beneficioso cuando se tiene por objetivo a los extensores de la rodilla y los flexores plantares, mientras que una postura amplia con barra baja podría ser beneficioso cuando se tiene como objetivo a los extensores de la cadera.

INTRODUCCIÓN

Cuando el objetivo es fortalecer las extremidades inferiores, con frecuencia se utilizan diferentes variaciones de la sentadilla trasera en el entrenamiento de la fuerza (van den Tillaar y Larsen, 2020). Varios estudios han demostrado que la cinemática y la cinética se ven afectadas por la separación de la postura y la colocación de la barra (Glassbrook y cols., 2017, 2019). Lahti y cols. (2019) investigaron el efecto de la separación de la postura amplia y estrecha sobre la cinemática de las articulaciones y los momentos sagital y frontal de las articulaciones en la cadera y en las rodillas en 14 jugadores de rugby amateurs al 70 y 85% de 1 repetición máxima (1RM) en la sentadilla trasera. Los investigadores encontraron una mayor flexión y abducción de la cadera para una separación de la postura amplia. En comparación, la flexión de la rodilla fue mayor para una separación de la postura estrecha. Al investigar la cinética, encontraron que una separación ancha de

la postura resultaba en un mayor momento de aducción de la rodilla y del extensor de la cadera. En contraste, la separación de la postura estrecha resultó en un mayor momento extensor de rodilla tanto en el 70 como en el 85% de 1RM. Se ha demostrado en varios estudios que una separación de postura amplia genera un perfil de actividad mioeléctrica diferente a un menor ancho de la postura en la sentadilla trasera (Anderson y cols., 1998; McCaw y Melose, 1999). Además, McCaw y Melose (1999) encontraron que una separación de la postura amplia resultó en una mayor actividad mioeléctrica en el aductor largo y glúteo mayor. Además, como se observó en estudios anteriores en intentos de sentadilla máximos y casi máximos, se produce una región de estancamiento durante el ascenso (Escamilla y cols., 2001; Maddox y cols., 2020; Larsen y cols., 2021b). Este tipo de investigación a menudo divide el ascenso en tres regiones según la curva de velocidad. La región de pre-estancamiento es la región entre la altura más baja de la barra (v_0) y el primer pico en la velocidad de la barra (v_{max1}). La región de estancamiento es la región entre la v_{max1} y la primera velocidad mínima local de la barra (v_{min}). Por último, la región de post-estancamiento es la región entre la v_{min} y el segundo pico en la velocidad de la barra (v_{max2}) (Larsen y cols., 2021b). Por lo tanto, puede ser de interés para los atletas, practicantes y entrenadores saber cómo las sentadillas con diferentes anchos de postura podrían controlar las demandas en los músculos y los momentos articulares responsables de la región de estancamiento porque, hasta donde sabemos, esto aún no se ha hecho.

Las dos ubicaciones más comunes de la barra en las sentadillas traseras son la barra alta y la barra baja, caracterizadas por la barra colocada a lo largo de la parte superior del trapecio superior o a lo largo del trapecio medio, sobre la espina de la escápula y el deltoides posterior, respectivamente (Glassbrook y cols., 2017). Varios estudios han investigado el efecto de la colocación de las barras sobre el rendimiento en las sentadillas y la biomecánica (Benz y West Chester, 1989; Fry y cols., 1993; Wretenberg y cols., 1996; Swinton y cols., 2012; Glassbrook y cols., 2017, 2019). Además, cuando se hace la sentadilla con cargas correspondientes a más del 85% de 1RM, se ha observado una región de estancamiento (Elliott y cols., 1989). Sólo un estudio investigó el efecto de la colocación de la barra sobre la cinemática y la actividad mioeléctrica específicamente durante la región de estancamiento (van den Tillaar y cols., 2020). van den Tillaar y cols. (2020) investigaron el efecto de la colocación de la barra sobre la cinemática y la actividad mioeléctrica cuando la carga de la barra se emparejaba entre las condiciones de sentadilla y no encontró diferencias significativas en la velocidad de la barra, el desplazamiento o los ángulos articulares en ninguno de los "eventos" puntuales en y alrededor la región de estancamiento entre la sentadilla trasera con barra baja y barra alta. Además, observaron una mayor actividad mioeléctrica para el recto femoral, el vasto medial y la parte inferior del erector de la columna para la posición de la barra alta. En la región de estancamiento, la actividad mioeléctrica del glúteo medio y máximo aumentó para ambas ubicaciones de la barra, mientras que la actividad mioeléctrica disminuyó en los músculos cuádriceps y sóleo. Además, la sentadilla con barra baja puede resultar en una proyección más anterior del centro de masa que la sentadilla con barra alta (Swinton y cols., 2012). Esto puede explicarse por la observación de que al hacer la sentadilla con una técnica de barra baja a menudo conduce a una mayor inclinación hacia adelante y, por lo tanto, a una mayor distancia horizontal entre la barra y la articulación de la cadera, creando mayores momentos externos de la articulación de la cadera y brazos de momento como especula van den Tillaar y Larsen (2020).

La sentadilla con barra baja a menudo se caracteriza por una separación de postura más amplia y es utilizada por levantadores de potencia, mientras que la sentadilla con barra alta a menudo se caracteriza por una separación de postura estrecha y es utilizada por levantadores de pesas (Glassbrook y cols., 2019). Sin embargo, según el conocimiento de los autores, ningún trabajo ha investigado el efecto combinado de la separación de la postura y la colocación de la barra sobre la cinemática, la cinética y la actividad mioeléctrica alrededor de la región de estancamiento para diferentes condiciones de sentadilla. Por lo tanto, este estudio tuvo como objetivo investigar los efectos de la separación de la postura y la colocación de la barra sobre la cinemática, la cinética y la actividad mioeléctrica alrededor de la región de estancamiento durante una sentadilla trasera máxima de tres repeticiones. Se planteó la hipótesis de que las condiciones de barra baja producirían mayores contribuciones de la cadera que las condiciones de barra alta independientemente del ancho de la postura, creando una mayor demanda en los músculos extensores de la cadera y la posibilidad de levantar cargas mayores debido a la sentadilla con barra baja, típicamente en la literatura, se conoce como más dominante en la cadera que la sentadilla con barra alta (Glassbrook y cols., 2017). Además, se planteó la hipótesis de que la contribución de los brazos y la cadera para el momento total alcanzaría su punto máximo en la región de estancamiento independientemente de la condición de la sentadilla.

MÉTODOS

Enfoque experimental del tema de investigación

Para investigar el efecto de la separación de la postura y la colocación de la barra sobre la cinemática, la cinética y la actividad mioeléctrica alrededor de la región de estancamiento, se utilizó un diseño de medidas repetidas dentro de los sujetos. Se utilizaron dos separaciones de postura (estrecho y ancho) y dos ubicaciones de la barra (barra alta y barra

baja). Esto resultó en cuatro condiciones de sentadilla, tales como: postura estrecha con barra alta (HBNS), postura ancha con barra alta (HBWS), postura estrecha con barra baja (LBNS) y postura ancha con barra baja (LBWS), como variables independientes. Las variables dependientes incluyeron la actividad mioeléctrica media durante las regiones de pre-estancamiento, estancamiento y post-estancamiento, así como momentos netos de la articulación y brazos de momento, fuerzas de reacción del suelo, ángulos articulares, velocidad de la barra, tiempo y desplazamiento en los eventos v0, vmáx1, desaceleración máxima de la barra. (dmáx1), vmin y vmáx2.

Participantes

Dieciocho participantes que eran levantadores de pesas entrenados de forma recreativa se ofrecieron como voluntarios para este estudio (Tabla 1). Los criterios de inclusión fueron: (1) los hombres tenían que poder levantar al menos 1.5 veces su masa corporal y las mujeres una vez su propia masa corporal en 1MR para la condición de sentadilla preferida, ya que se informa que los hombres obtienen una mayor fuerza absoluta máxima en las extremidades inferiores (Bishop y cols., 1987); (2) ninguno de los participantes podía tener una lesión o enfermedad que pudiera influir en el rendimiento máximo en la prueba; (3) los participantes tenían que cumplir con el requisito de profundidad establecido por la Federación Internacional de Powerlifting (Federación IP, 2019) para todas las condiciones de sentadilla, que era que la superficie superior en la articulación de la cadera estuviera por debajo de las rodillas en la posición inferior cuando se veía lateralmente; (4) los participantes tuvieron que realizar tres sesiones de familiarización y dos pruebas para ser incluidos en el análisis para asegurarse de que estaban familiarizados con la realización de todas las condiciones de las sentadilla y que se lograran las 3MR adecuadas en cada condición de sentadilla. Se obtuvo el consentimiento por escrito de todos los participantes antes de empezar el estudio. La investigación se realizó de acuerdo con la última revisión de la Declaración de Helsinki y las normas éticas vigentes para la investigación y fue aprobado por el Centro Nacional de Datos de Investigación (pr.nr: 701688).

Tabla 1. Media $\pm$ SD de las características y antropometría de los participantes.

Physical property	Mean $\pm$ SD	Range	Male	Female
Age (years)	24.9 $\pm$ 2.6	22–30	26.4 $\pm$ 2.7	23.6 $\pm$ 1.5
Height (cm)	173 $\pm$ 8.6	160–186	180.1 $\pm$ 6.8	167 $\pm$ 3.6
Weight (kg)	76.2 $\pm$ 11.1	59.6–92.4	83.9 $\pm$ 8.6	69.3 $\pm$ 8.4
Fat percentage (%)	21.8 $\pm$ 5.3	12.9–31	17.7 $\pm$ 2.6	25.4 $\pm$ 4.4
Distance from c7 low-bar (cm)	7.4 $\pm$ 1.8	5.0–10.8	8.5 $\pm$ 1.8	6.6 $\pm$ 1.3
Stance width narrow (cm)	31.7 $\pm$ 2.7	27.6–37.0	33.7 $\pm$ 2.3	29.9 $\pm$ 1.5
Stance width wide (cm)	59.8 $\pm$ 5.1	52.2–69.9	63.6 $\pm$ 4.4	56.4 $\pm$ 2.8

Procedimientos

Todos los participantes realizaron tres sesiones de familiarización y dos sesiones de prueba. Los participantes recibieron recomendaciones sobre la técnica de dos entrenadores de levantamiento de pesas experimentados durante las sesiones de familiarización para garantizar un rendimiento adecuado durante los días de prueba. Para evitar un agotamiento innecesario que pudiera afectar el rendimiento, los participantes tuvieron un mínimo de 4 días de descanso entre las sesiones de familiarización y 7 días de descanso entre las sesiones de prueba.

El primer día de familiarización, los participantes completaron un cuestionario informando su 1MR anterior y la separación de la postura preferida y firmaron el formulario de consentimiento. Posteriormente se midieron la altura, la masa corporal y el porcentaje de grasa. La masa corporal y el porcentaje de grasa se midieron en una escala de Tanita (MC-780MA, Riga, Letonia). La longitud del acromion se midió horizontalmente de derecha a izquierda para decidir el ancho de la separación de la postura estrecha y ancha para cada participante, donde se usó 0.7 veces la longitud del acromion horizontal como una postura estrecha y 1.7 veces la longitud del acromion horizontal como una postura amplia. La separación de la postura se marcó con cinta y se mantuvo similar durante todo el estudio. Los participantes debían pararse sobre la cinta con la parte medial del calcáneo durante las pruebas de 3MR tanto en las sesiones de familiarización como en las de prueba. La profundidad de sentadilla requerida se marcó con una banda horizontal que se estandarizó y se usó para todas las sesiones de familiarización y de prueba, de modo que la parte proximal de los isquiotibiales tenía que tocar la banda horizontal antes de comenzar el ascenso. La ubicación de la barra para la barra baja se midió como la distancia axial desde la apófisis espinosa de la vértebra hasta la barra (barra baja: 7.4 $\pm$ 1.8 cm). En la primera sesión de familiarización, cada participante hizo la sentadilla hasta tres repeticiones con el 60% de las 3MR previstas con la colocación de barra preferida

autoinformada. Durante las sesiones de familiarización dos y tres, los participantes probaron unas 3MR para cada una de las condiciones de sentadilla restantes que no se evaluaron durante la primera sesión de familiarización. Se utilizó 3MR ya que es una carga típica utilizada en el entrenamiento para aumentar la fuerza máxima entre los levantadores de pesas. No se proporcionó ninguna orientación adicional sobre cómo realizar las diferentes separaciones de postura. El orden de las condiciones de las sentadillas durante las sesiones de familiarización y de prueba se asignaron al azar en www.randomizer.org. Durante la prueba de familiarización con 3MR, se utilizaron las repeticiones en la calificación basada en la reserva de la escala de esfuerzo percibido (Zourdos y cols., 2016) y la velocidad media concéntrica de la barra para mejorar la precisión de la prueba.

Específicamente, la velocidad media concéntrica de la barra de la repetición final se registró durante cada prueba de 3MR para asegurar velocidades similares de 3MR en la última repetición en cada condición de prueba para asegurar que se alcanzaran los máximos verdaderos. Los participantes tuvieron 180 seg de descanso entre las series de calentamiento y 240 seg de descanso entre las series de prueba durante todas las sesiones de evaluación.

En los días de prueba, se colocaron en el cuerpo electrodos para mediciones de electromiografía (EMG) y marcadores reflectantes para las mediciones de captura de movimiento. Después de un calentamiento general, que incluyó tres series de 6 a 10 repeticiones con una barra olímpica descargada (Rogue, Ohio *power bar*), los participantes realizaron un protocolo de calentamiento estandarizado con la primera condición de sentadilla. El protocolo de sentadillas fue el siguiente: cuatro repeticiones con el 40% de la familiarización más baja obtenida 3MR, tres repeticiones con el 55% de la familiarización más baja obtenida 3MR, seguidas de tres repeticiones con el 70% de la familiarización más baja obtenida 3MR. La primera serie de pruebas comenzó con 3MR de familiarización más bajo para garantizar que los participantes no fallaran debido a las fluctuaciones en el rendimiento y la fuerza diaria (Greig y cols., 2020; Larsen y cols., 2021a). A partir de entonces, la carga se incrementó de 1 a 10 kg en función de la proximidad a la velocidad media concéntrica de la barra para la condición de sentadilla específica lograda en la sesión de familiarización, o si el participante fallaba en la tercera repetición. Después de completar cada condición de sentadilla de 3MR, los participantes comenzaron la siguiente condición de sentadilla con la familiarización más baja obtenida de 3MR.

Registros

Se conectó un encoder lineal (ET-Enc-02, Ergotest Technology AS, Langesund, Noruega) en el lado derecho de la barra para medir la velocidad y el desplazamiento vertical de la barra con una resolución de 0.019 mm y una frecuencia de muestreo de 200 Hz. La velocidad de la barra se calculó con un filtro diferencial de cinco puntos utilizando Muscledab (versión Muscledab: 10.200.90.5095, innovación Ergotest, Porsgrund, Noruega). En la tercera repetición de cada condición de la sentadilla, se calcularon la velocidad y el desplazamiento vertical de la barra para los siguientes eventos: v_0 , $vmáx1$, $dmáx1$, $vmin$ y $vmáx2$. El desplazamiento de ascenso vertical se midió a partir de v_0 .

Muscledab (versión Muscledab: 10.200.90.5095, innovación Ergotest, Porsgrund, Noruega) se utilizó para registrar la actividad EMG mioeléctrica de los siguientes músculos en el lado dominante de los participantes: erector spinae iliocostalis, erector spinae longissimus, glúteo mayor, glúteo medio, semitendinoso, bíceps femoral, aductor largo recto femoral, vasto lateral, vasto medial, gastrocnemio medial y sóleo medial, utilizando las recomendaciones del SENIAM (Hermens y cols., 2000) para la ubicación y orientación. La piel de los participantes se afeitó, se lavó con alcohol y se secó con papel para reducir la impedancia de la piel antes de los electrodos (diámetro de contacto de 11 mm, distancia de centro a centro de 20 mm). Se colocaron en el lado derecho de los 12 músculos con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Se aplicó gel conductor (Signa Gel, Parker Laboratories INC, NJ, EE. UU.) a los electrodos para reducir el ruido. Las señales de EMG sin procesar se amplificaron y filtraron con un preamplificador. Estas señales se filtraron de paso alto y paso bajo (500, 20 Hz). Las señales EMG sin procesar se convirtieron a la raíz de las señales cuadráticas medias (RMS) con una red de circuitos de hardware, que tenía una tasa de rechazo común de 106 dB. Se calculó el RMS medio para las regiones de pre-estancamiento, estancamiento y post-estancamiento. Para la normalización, los participantes realizaron una sentadilla con contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC) de 5 seg a la misma profundidad, colocación de la barra y separación de la postura que la posición inferior realizada con el HBNS donde la barra se montó en un rack de sentadillas, que podría ser ajustado axialmente. Se instruyó a los participantes para que obtuvieran la fuerza máxima lo más rápido posible y mantuvieran la fuerza durante toda la prueba. La media de RMS entre 2.0 y 4.0 s se utilizó como la MVIC, mientras que la media de RMS en las regiones (pre-estancamiento, estancamiento y post-estancamiento) se dividió por la media de RMS entre 2.0 y 4.0 seg de la prueba de MVIC para la normalización.

Se utilizó un sistema de captura de movimiento tridimensional (Qualisys, Gotemburgo, Suecia), con ocho cámaras a una frecuencia de muestreo de 500 Hz y plataformas de fuerza integradas, para rastrear marcadores reflectantes y fuerzas de reacción del suelo tridimensionales. Los marcadores se colocaron en ambos lados del cuerpo de cada sujeto, excepto en la mano superior e inferior, donde los marcadores se colocaron en el lado dominante. Se colocaron marcadores para el pie y en la canilla y en la primera y quinta falange proximal, el maléolo lateral y medial y el epicóndilo femoral lateral y medial. Se colocaron marcadores para la pelvis en la espina iliaca anterosuperior y en la espina iliaca posterior superior, creando

una un centro de pelvis y un centro de la articulación de la cadera (Bell y cols., 1987, 1990). Se colocaron marcadores para el tórax en el acromion, la apófisis espinosa de la vértebra C7, la apófisis torácica TV1, el punto medio entre los ángulos inferiores de los puntos más caudales de las dos escápulas, la muesca yugular del esternón y la articulación xifisternal del esternón (C-Motion, 2017). Se colocaron marcadores para el segmento superior e inferior del brazo en el epicóndilo medial y lateral del húmero y en la apófisis estiloides radial y cubital. Además, se colocaron cuatro marcadores en la barra con una distancia de 20 cm para rastrear los eventos v_0 , $vmáx1$, $dmáx1$, $vmin$ y $vmáx2$. Se integraron dos plataformas de fuerza (Encoder de fuerza multieje AMTI BP6001200-2000, Lexington, MA, EE. UU.; Plataforma de fuerza Kistler, tipo 9260AA6, Winterthur, Suiza) en el sistema de captura de movimiento Qualisys para rastrear las fuerzas de reacción tridimensionales del suelo y permitir un cálculo de dinámica inversa. El origen de los ejes se estableció en el extremo de la plataforma de fuerza izquierda. Los ejes x, y y z se establecieron en orientaciones mediolateral, anteroposterior y vertical, respectivamente. Se calcularon las fuerzas mediolaterales y anteroposteriores porque podrían dar como resultado diferentes direcciones del vector de fuerza de reacción del suelo y causar diferentes momentos sagitales y frontales. Debido a los valores insignificantes de las fuerzas anteroposteriores, no se incluyeron en los análisis.

Análisis de los datos

Los datos de captura de movimiento se exportaron a archivos C3D para el modelado y análisis de segmentos en el software Visual 3D v6 (C-motion, Germantown, MD, EE. UU.). Todos los cálculos de los datos basados en el modelo se suavizaron con un filtro Butterworth de paso bajo a una frecuencia de corte de 10 Hz. Los ángulos articulares para el torso, la cadera, la rodilla y el tobillo en los eventos v_0 , $vmáx1$, $dmáx1$, $vmin$ y $vmáx2$ se calcularon en la orientación distal a proximal con una secuencia cardánica en el orden x - y - z.

Los ángulos articulares de la cadera, la rodilla y el tobillo se calcularon como el ángulo entre los segmentos distal y proximal, y el ángulo del torso se calculó como el ángulo entre el segmento del torso y el laboratorio. Los momentos articulares tridimensionales para la cadera, la rodilla y el tobillo se calcularon utilizando cálculos de dinámica inversa en un sistema de coordenadas resuelto. Los momentos articulares calculados en este estudio son momentos articulares netos internos, expresados como medias y desviaciones estándar en los eventos v_0 , $vmáx1$, $dmáx1$, $vmin$ y $vmáx2$ con respecto al sistema de coordenadas resuelto de los segmentos distales. Esto se calculó para observar cómo cambiaban los momentos articulares a través de los eventos de ascenso. Los datos de momentos netos articulares informados se sumaron entre los segmentos derecho e izquierdo. Los momentos netos articulares desde el plano sagital son momentos de flexión y extensión, y los momentos netos articulares desde el plano frontal son momentos de abducción y aducción. Los momentos netos de las articulaciones de los planos analizados se normalizaron a la masa de los participantes utilizando la normalización predeterminada y se expresaron como Nm/kg. Al calcular las contribuciones de la cadera, la rodilla y el tobillo a los momentos netos totales de la articulación, todos los valores de abducción y aducción se normalizaron en valores positivos.

Estadísticas

Para evaluar las diferencias entre los sexos en la carga levantada, se realizó un t-test de muestras independientes. Para las diferencias entre sexos en la cinemática de la barra, un análisis de varianza (ANOVA) 2 repetido (sexo: masculino, femenino) $\times$ 2 (ancho de la postura: estrecho, ancho) $\times$ 2 (ubicación de la barra: barra alta, barra baja) $\times$ 5 (evento: v_0 , $dmáx1$, $vmáx1$, $vmin$ y $vmáx2$) fue realizado. Para evaluar la diferencia en la carga levantada y las velocidades angulares de cada articulación, junto con sus tiempos entre las dos separaciones de la postura y la colocación de la barra, un ANOVA (ANOVA bidireccional) repetido (separación de la postura: estrecho, ancho) $\times$ 2 (ubicación de la barra: barra alta, barra baja) fue realizado. Para los ángulos del torso, las fuerzas de reacción del suelo, los momentos netos de las articulaciones, las contribuciones de los momentos al momento total y los brazos de momento, un ANOVA repetido (separación de la postura: estrecho, ancho) $\times$ 2 (ubicación de la barra: barra alta, barra baja) $\times$ 5 (evento: v_0 , $dmáx1$, $vmáx1$, $vmin$ y $vmáx2$) fue realizado. Para la actividad mioeléctrica, se realizó un ANOVA repetido de 2 vías (separación de la postura: estrecho, ancho) $\times$ 2 (ubicación de la barra: barra alta, barra baja) $\times$ 3 (regiones: pre-estancamiento, estancamiento y post-estancamiento). Se utilizaron pruebas *post-hoc* de Bonferroni para identificar dónde ocurrían las posibles diferencias en la cinemática de la barra, la cinemática de las articulaciones, la actividad mioeléctrica y la cinética de las articulaciones. Si se violaba el supuesto de esfericidad, se informaban los ajustes de Greenhouse-Geisser de los valores p. Todos los resultados se presentan como media $\pm$ SD. Los tamaños del efecto se evaluaron con η^2_p (eta cuadrado parcial), donde <0.01 - 0.06 constituye un efecto pequeño, <0.06 - 0.14 un efecto medio y >0.14 un efecto grande (Cohen, 1988). El nivel alfa de significancia se fijó en $p < 0.05$. Los análisis estadísticos se realizaron en SPSS versión 27.0 (IBM Corp. Armonk, NY, EE. UU.).

Resultados

Se encontró un efecto significativo ($F \geq 28.86$, $p \leq 0.001$, $\eta^2 \geq 0.51$) de la colocación de la barra y la separación de la postura para la carga levantada, donde la sentadilla con una separación de postura estrecha permitió levantar más carga

($p \leq 0.001$). Además, las sentadillas con una colocación de barra baja permitieron a los participantes agacharse con una carga mayor independientemente de la separación de la postura ($p \leq 0.001$). Los hombres levantaron significativamente más carga ($p \leq 0.001$) que las mujeres durante todas las condiciones de sentadilla, pero siguieron el mismo patrón de cargas levantadas para las diferentes condiciones de sentadilla (ver Tabla 2).

Tabla 2. Carga media $\pm$ SD levantada para todos los participantes, hombres y mujeres durante la separación estrecha con barra alta, separación ancha con barra alta, separación estrecha con barra baja y separación ancha con barra baja durante 3MR de sentadillas traseras.

Squat condition	All participants (kg)	Male (kg)	Females (kg)
High-bar narrow stance	99.2 $\pm$ 23.6 [‡]	118.6 $\pm$ 10.9 [‡]	82 $\pm$ 17.3 [‡]
High-bar wide stance	92.9 $\pm$ 23.6	112.7 $\pm$ 13.5	75.3 $\pm$ 14.6
Low-bar narrow stance	102.5.9 $\pm$ 24.7*	122.2 $\pm$ 10.1*	85 $\pm$ 19.9*
Low-bar wide stance	95.6 $\pm$ 25.4 [†]	117.7 $\pm$ 16.7 [†]	78.3 $\pm$ 15.9 [†]

[‡]Indicates a significant difference in load lifted between the high-bar narrow stance and high-bar wide stance on a $p \leq 0.05$ level.

*Indicates a significant difference in load lifted between the low-bar narrow stance and all other squat conditions on a $p \leq 0.05$ level.

[†]Indicates a significant difference in load lifted between the low-bar wide stance and high-bar wide stance on a $p \leq 0.05$ level.

No se encontró ningún efecto significativo ($F \leq 2.84$, $p \geq 0.108$, $\eta^2 \leq 0.12$) entre los sexos en la cinemática de la barra. El desplazamiento de descenso fue de 0.64 ± 0.05 , 0.6 ± 0.04 , 0.63 ± 0.05 y 0.61 ± 0.05 m para HBNS, HBWS, LBNS y LBWS, respectivamente, mientras que hacer la sentadilla con una postura estrecha resultó en un mayor desplazamiento de descenso que las separaciones de postura amplias ($p < 0.001$; ver Tabla 3).

Tabla 3. Ángulos medios $\pm$ SD de cadera, rodilla y tobillo para las condiciones de sentadilla con separación estrecha con barra alta, separación amplia con barra alta, separación estrecha con barra baja y separación amplia con barra baja en los eventos v0, vmáx1, vmin y vmáx2 durante 3MR de sentadilla trasera.

Event	Condition	Torso angle (°)	Hip flexion (°)	Hip abduction (°)	Hip external rotation (°)	Knee flexion (°)	Ankle plantar flexion (°)
v0	High-bar narrow	46.7 $\pm$ 2.9	111 $\pm$ 7.2	-13.5 $\pm$ 8.6*	7.2 $\pm$ 5.5*	126.4 $\pm$ 4.7 [‡]	106.0 $\pm$ 4.5 [†]
	High-bar wide	46.0 $\pm$ 3.4	110.4 $\pm$ 4.5	-24.1 $\pm$ 7.0 ^{†*}	15.7 $\pm$ 5.2 ^{†*}	119.3 $\pm$ 6.4	98.6 $\pm$ 5.9
	Low-bar narrow	56.7 $\pm$ 2.5 [‡]	110.5 $\pm$ 6.6	-11.5 $\pm$ 7.2	4.0 $\pm$ 5.9	122.7 $\pm$ 5.0 [†]	106.3 $\pm$ 5.0 [†]
	Low-bar wide	53.0 $\pm$ 4.4*	111.9 $\pm$ 4.8	-20.8 $\pm$ 8.9 [†]	14.2 $\pm$ 6.4 [†]	120.3 $\pm$ 5.8	100.5 $\pm$ 6.3
vmáx1	High-bar narrow	51.0 $\pm$ 3.6 $\downarrow$	106.8 $\pm$ 6.0 $\downarrow$	-9.4 $\pm$ 8.6 $\downarrow$ *	7.1 $\pm$ 5.8*	114.7 $\pm$ 5.4 ^{‡†}	102.0 $\pm$ 4.1 ^{‡†}
	High-bar wide	48.4 $\pm$ 2.8 $\downarrow$	108.7 $\pm$ 4.8 $\downarrow$	-20.6 $\pm$ 6.5 ^{‡†*}	13.6 $\pm$ 5.2 ^{†*}	111.1 $\pm$ 5.6 $\downarrow$	96.8 $\pm$ 5.4 $\downarrow$
	Low-bar narrow	61.0 $\pm$ 2.6 ^{‡†}	107.1 $\pm$ 6.6 $\downarrow$	-7.9 $\pm$ 6.5 $\downarrow$	4.6 $\pm$ 6.1	111.9 $\pm$ 6.2 $\downarrow$	103 $\pm$ 5.0 ^{‡†}
	Low-bar wide	57.4 $\pm$ 5.2 $\downarrow$ *	108.3 $\pm$ 6.1 $\downarrow$	-16.8 $\pm$ 8.5 ^{‡†}	11.8 $\pm$ 5.7 [†]	108.8 $\pm$ 5.3 $\downarrow$	97.4 $\pm$ 6.0 $\downarrow$
d _{vmáx1}	High-bar narrow	53.2 $\pm$ 2.8 $\downarrow$	100.5 $\pm$ 9.9 $\downarrow$	-7.0 $\pm$ 8.7*	5.6 $\pm$ 5.9 $\downarrow$	99.9 $\pm$ 9.2 ^{‡†}	97.3 $\pm$ 6.5 ^{‡†}
	High-bar wide	52.3 $\pm$ 3.1 $\downarrow$	102.5 $\pm$ 7.2 $\downarrow$	-16.5 $\pm$ 6.5 ^{†*}	9.8 $\pm$ 5.9 ^{‡†}	96.1 $\pm$ 8.7 $\downarrow$	91.6 $\pm$ 6.3 $\downarrow$
	Low-bar narrow	63.5 $\pm$ 3.2 ^{‡†}	100.2 $\pm$ 9.6 $\downarrow$	-5.0 $\pm$ 6.6	3.7 $\pm$ 5.8 $\downarrow$	95.6 $\pm$ 9.9 $\downarrow$	97.4 $\pm$ 6.4 ^{‡†}
	Low-bar wide	60.7 $\pm$ 4.8 $\downarrow$ *	102.1 $\pm$ 9.1 $\downarrow$	-14.3 $\pm$ 8.1 [†]	9.5 $\pm$ 6.0 ^{‡†}	95.5 $\pm$ 6.5 $\downarrow$	93.1 $\pm$ 6.9 $\downarrow$
vmin	High-bar narrow	54.5 $\pm$ 3.2	92.5 $\pm$ 9.1 $\downarrow$	-5.9 $\pm$ 8.1*	3.3 $\pm$ 4.7 $\downarrow$	88.1 $\pm$ 8.1 ^{‡†}	94.1 $\pm$ 6.2 ^{‡†}
	High-bar wide	52.3 $\pm$ 4.9	96.1 $\pm$ 8.7 $\downarrow$	-15.0 $\pm$ 6.3 ^{†*}	6.6 $\pm$ 5.7 ^{‡†}	86.9 $\pm$ 8.7 $\downarrow$	89.6 $\pm$ 6.2 $\downarrow$
	Low-bar narrow	63.3 $\pm$ 5.0*	94.1 $\pm$ 10.2 $\downarrow$	-4.4 $\pm$ 6.3	2.3 $\pm$ 6.2 $\downarrow$	84.9 $\pm$ 5.6 $\downarrow$	93.8 $\pm$ 6.3 ^{‡†}
	Low-bar wide	62.6 $\pm$ 7.4*	96.2 $\pm$ 10.1 $\downarrow$	-12.7 $\pm$ 7.0 [†]	5.6 $\pm$ 5.7 ^{‡†}	82.6 $\pm$ 4.9 $\downarrow$	89.4 $\pm$ 6.7 $\downarrow$
vmáx2	High-bar narrow	31.3 $\pm$ 3.2 $\downarrow$	46.5 $\pm$ 10.0 $\downarrow$	-7.0 $\pm$ 5.4	-9.8 $\pm$ 6.0 $\downarrow$	50.2 $\pm$ 5.7 $\downarrow$ *	87.4 $\pm$ 5.0 ^{‡†}
	High-bar wide	28.6 $\pm$ 4.4 $\downarrow$	48.7 $\pm$ 7.2 $\downarrow$	-14.6 $\pm$ 3.6 [†]	-11.1 $\pm$ 6.5 $\downarrow$	50.1 $\pm$ 6.6 $\downarrow$ *	83.7 $\pm$ 5.4 $\downarrow$
	Low-bar narrow	41.5 $\pm$ 4.9 $\downarrow$ *	52.1 $\pm$ 9.5 $\downarrow$ *	-5.7 $\pm$ 3.1 [†]	-9.3 $\pm$ 6.8 $\downarrow$	48.3 $\pm$ 6.7 $\downarrow$	85.3 $\pm$ 5.0 $\downarrow$
	Low-bar wide	39.3 $\pm$ 4.5 $\downarrow$ *	53.5 $\pm$ 7.9 $\downarrow$ *	-12.7 $\pm$ 5.3 [†]	-9.4 $\pm$ 7.0 $\downarrow$	47.0 $\pm$ 6.5 $\downarrow$	81.8 $\pm$ 5.2 $\downarrow$

Torso angles are relative to a lab as a reference segment.

[‡]Indicates a significant difference in torso angle between this event and all other events on a $p \leq 0.005$ level.

*Indicates a significant difference between this squat condition and all other barbell placements on a $p \leq 0.05$ level.

[†]Indicates a significant difference between this squat condition and all other stance widths on a $p \leq 0.05$ level.

[‡]Indicates a significant difference between this squat condition and all other squat conditions a $p \leq 0.05$ level.

Para la ocurrencia y el momento de los eventos, se encontró un efecto significativo para la colocación de la barra en vmáx2 ($F = 5.8$, $p = 0.035$, $\eta^2 = 0.34$; ver Figura 1). Las pruebas *post-hoc* revelaron que vmáx2 ocurrió antes para las condiciones con barra baja ($p = 0.035$). Además, se encontró un efecto de interacción significativo para la colocación de la barra con el ancho de la postura y en cada evento ($F \geq 4.8$, $p \leq 0.05$, $\eta^2 \geq 0.30$) para el desplazamiento de la barra desde v0, donde la condición de HBWS ocurrió con un desplazamiento menor en comparación con todas las otras condiciones de sentadilla. Se encontró un efecto significativo del ancho de la postura sobre la velocidad ($F = 11.67$, $p = 0.003$, $\eta^2 = 0.37$) en vmáx1 junto con un efecto significativo ($F = 5.43$, $p = 0.03$, $\eta^2 = 0.21$) de la colocación de la barra en vmin. Las pruebas *post-hoc* mostraron que la velocidad de la barra fue mayor en vmáx1 para separaciones de postura estrechas en comparación con separaciones de postura amplias ($p = 0.003$). Al mismo tiempo, en vmin, la velocidad de la barra fue mayor cuando hizo la sentadilla con una condición de barra baja en comparación con las condiciones de barra alta ($p = 0.03$; ver Figura 1).

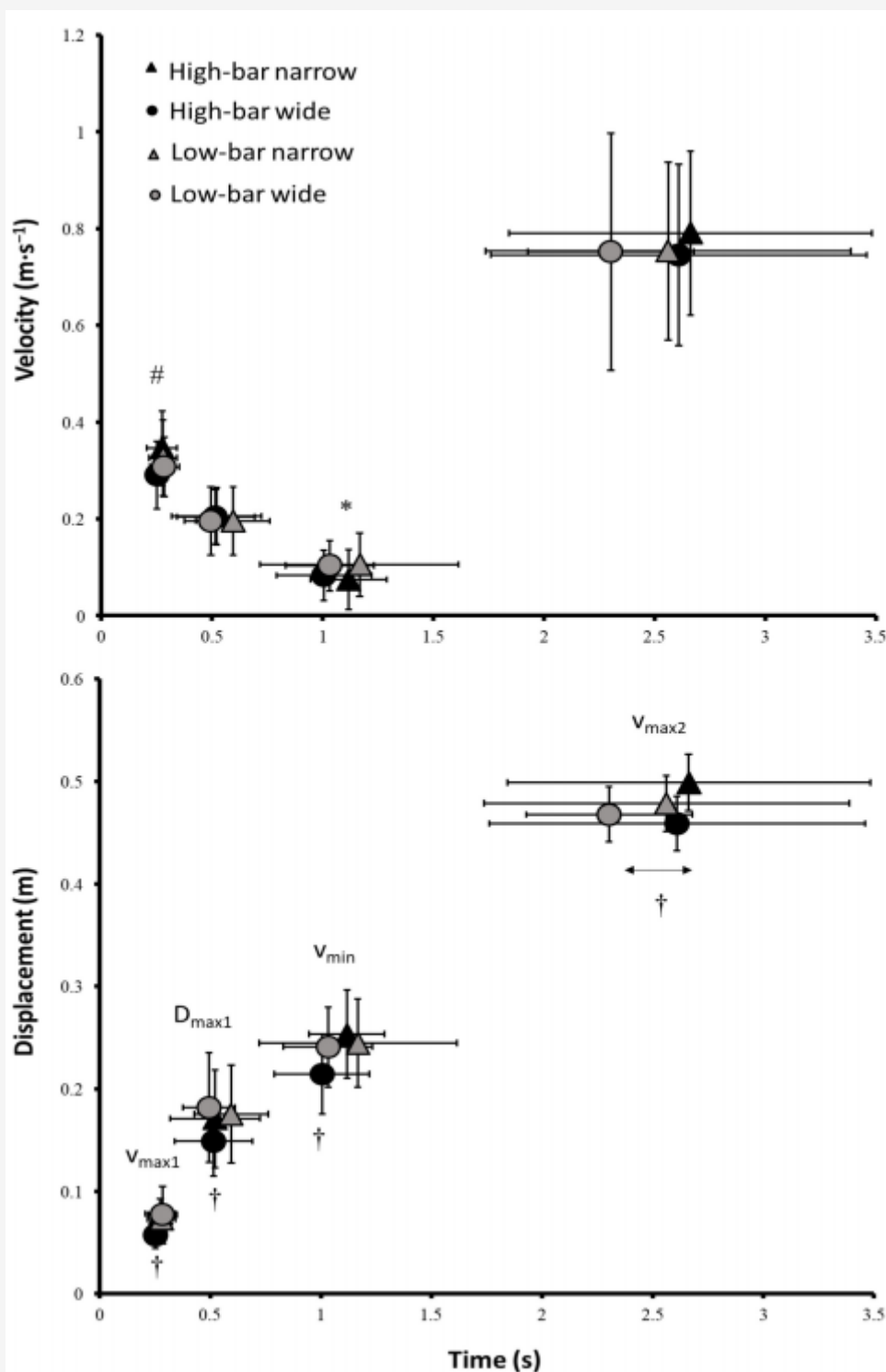


Figura 1. Velocidad media $\pm$ SD y desplazamiento de los eventos $v_{\max 1}$, $d_{\max 1}$, $v_{\min}$ y $v_{\max 2}$, y su sincronización. # Indica una diferencia significativa en la velocidad entre las separaciones de postura estrecha y ancha en un nivel $p \leq 0.05$. * Indica una diferencia significativa en la velocidad entre HBNS y LBNS en un nivel $p \leq 0.05$. † Indica una diferencia significativa en el desplazamiento entre el HBWS y todas las demás condiciones de sentadilla en un nivel $p \leq 0.05$. $\leftrightarrow$ Indica una diferencia significativa en el tiempo entre las ubicaciones de la barra alta y la barra baja en un nivel $p \leq 0.05$.

Se encontró un efecto significativo del evento, de la separación en la postura y la colocación de la barra para el ángulo del torso ($F \geq 8.09$, $p \leq 0.036$, $\eta^2 \geq 0.62$; ver Tabla 3). Las pruebas *post-hoc* revelaron que la inclinación hacia adelante aumentó de v_0 y $v_{\max 1}$ a $d_{\max 1}$ y $v_{\min}$, respectivamente, antes de disminuir en $v_{\max 2}$ para todas las condiciones de sentadilla. Además, la sentadilla con una técnica con barra baja resultó en un mayor ángulo horizontal del torso que una

sentadilla con una técnica con barra alta ($p = 0.003$) en todos los eventos.

Se encontró un efecto de interacción significativo entre el evento, la colocación de la barra y la separación de la postura para los ángulos de flexión y abducción de la cadera ($F \geq 5.8$, $p \leq 0.005$, $\eta^2 \geq 0.35$). Aquí, $vmáx2$ se produjo en un mayor ángulo de flexión de la cadera para las condiciones con la barra baja en comparación con las condiciones con la barra alta ($p = 0.003$; consultar la Tabla 3). Las pruebas *post-hoc* también mostraron que se crearon mayores ángulos de abducción de cadera en $v0$, que disminuyó a $vmáx1$ antes de permanecer estable en los tres últimos eventos ($p \geq 0.116$). Además, se observaron mayores ángulos de abducción de la cadera en todos los eventos para la separación de la postura amplia para la colocación con barra alta ($p \leq 0.034$). Además, se produjo un efecto de interacción significativo entre el evento, la separación de la postura y la colocación de la barra para los ángulos de rotación interna de la cadera ($F \geq 5.4$, $p \leq 0.012$, $\eta^2 \geq 0.33$). Los ángulos internos de la cadera disminuyeron de $v0$ a $dmáx1$ y $vmin$ antes de cambiar a los ángulos de rotación externa de la cadera en $vmáx2$. Además, la sentadilla con una separación de postura amplia creó un mayor ángulo de rotación interna de la cadera en $v0$, $vmáx1$, $dmáx1$ y $vmin$ que las separaciones de postura estrechas.

Además, se encontró un efecto de interacción significativo para el evento, la colocación de la barra y la separación de la postura para los ángulos de flexión de rodilla y flexión plantar ($F \geq 2.72$, $p \leq 0.041$, $\eta^2 \geq 0.20$), donde la sentadilla con una separación de postura estrecha resultó en una mayor flexión de la rodilla y ángulos de flexión plantar.

La rodilla y el tobillo alcanzaron la velocidad angular máxima en dos puntos distintos y su velocidad disminuyó entre estos puntos. Sin embargo, la velocidad angular máxima de la cadera se produjo sólo una vez (ver Figura 2). No se encontraron efectos significativos de la condición de la sentadilla para la velocidad de extensión de la cadera ($F = 0.51$, $p = 0.489$, $\eta^2 = 0.05$), mientras que una interacción significativa entre la colocación de la barra y la separación de la postura ocurrió en la primera velocidad angular máxima de la rodilla y un efecto significativo de la colocación de la barra a la segunda velocidad angular máxima de la rodilla ($F \geq 6.2$, $p \leq 0.03$, $\eta^2 \geq 0.36$). En la primera velocidad angular máxima, LBWS mostró una velocidad angular máxima de extensión de la rodilla mayor que las otras condiciones de sentadilla. En la segunda velocidad angular máxima, las condiciones de barra alta produjeron una velocidad angular máxima de extensión de la rodilla mayor que las condiciones con barra baja ($p = 0.03$). Para el tobillo, se produjo un efecto significativo sólo en la segunda velocidad angular máxima ($F = 7.5$, $p = 0.019$, $\eta^2 = 0.4$), donde las condiciones con barra alta crearon una velocidad angular máxima de flexión plantar mayor que las condiciones con barra baja ($p = 0.019$). Además, a la segunda velocidad angular máxima, se encontró un efecto significativo de la colocación de la barra para cada articulación ($F \geq 5.2$, $p \leq 0.043$, $\eta^2 \geq 0.32$), donde las condiciones con barra alta produjeron velocidades angulares máximas de cadera, rodilla y tobillo más tarde en el ascenso que las condiciones con barra baja ($p \leq 0.043$; ver Figura 2).

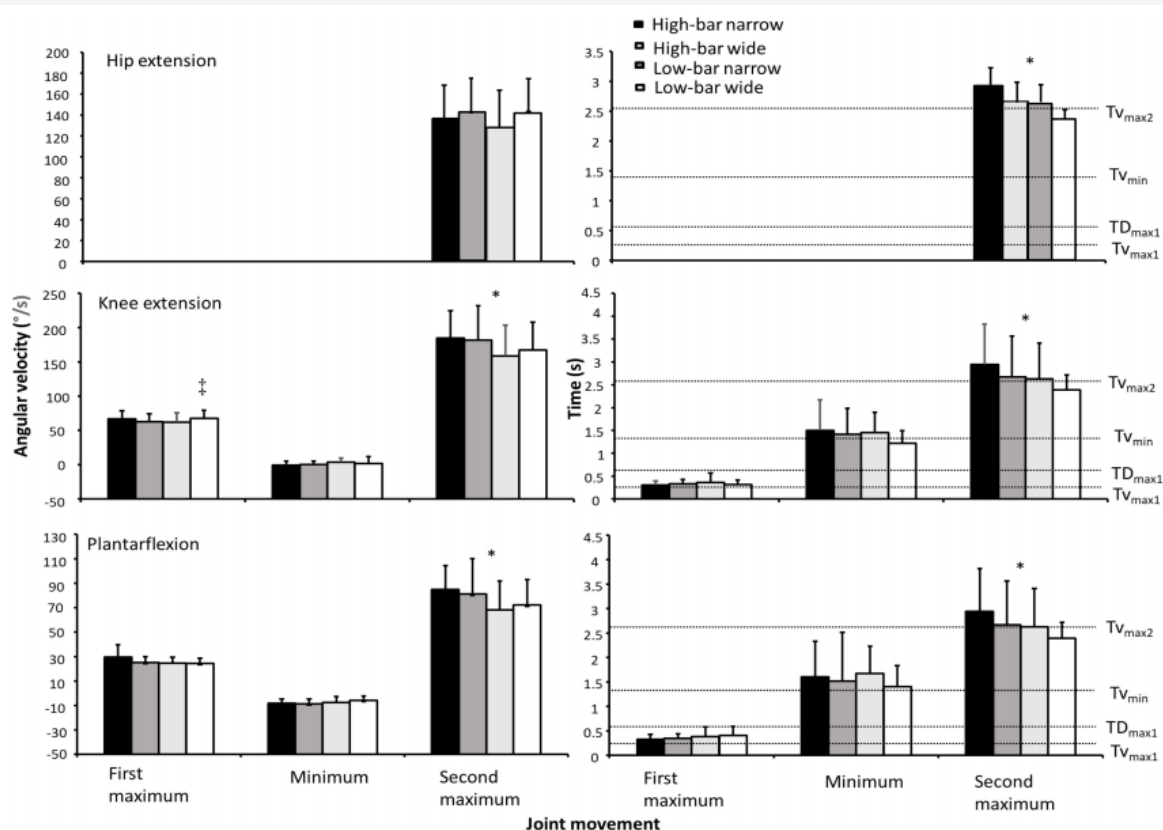


Figura 2. Movimientos articulares promedio $\pm$ SD en la articulación de la cadera, rodilla y tobillo junto con sus tiempos para HBNS, HBWS, LBNS y LBWS durante 3MR de sentadillas traseras. También significa el tiempo de los eventos v_0 , $vmáx1$, $dmáx1$, $vmin$ y $vmáx2$ para todas las condiciones de sentadilla en relación con el tiempo de los movimientos articulares. * Indica una diferencia significativa entre las ubicaciones de barra alta y barra baja para este evento en un nivel $p \leq 0.05$. ‡ Indica una diferencia significativa entre esta condición de sentadilla y todas las demás condiciones de sentadilla para este evento en un nivel $p \leq 0.05$.

Se encontró un efecto de interacción significativo entre el evento y la colocación de la barra para la fuerza de reacción vertical del suelo ($F \geq 12.8$, $p \leq 0.006$, $\eta^2 \geq 0.59$; ver Figura 3), mientras que las fuerzas de reacción vertical del suelo disminuyeron de v_0 a todos los demás eventos para todas las condiciones de sentadillas ($p \leq 0.001$). Además, las fuerzas de reacción del suelo disminuyeron de $vmáx1$ a $dmáx1$ antes de volver a aumentar en $vmin$ para todas las condiciones de sentadilla ($p \leq 0.014$), produciendo fuerzas de reacción del suelo similares en los eventos $vmáx1$, $vmin$ y $vmáx2$. Las condiciones con barra baja produjeron mayores fuerzas de reacción del suelo que las condiciones con barra alta en v_0 y $vmáx2$, mientras que LBNS resultó en mayores fuerzas de reacción vertical del suelo que todas las demás condiciones de sentadilla en $vmáx1$, $dmáx1$ y $vmin$ (ver Figura 3).

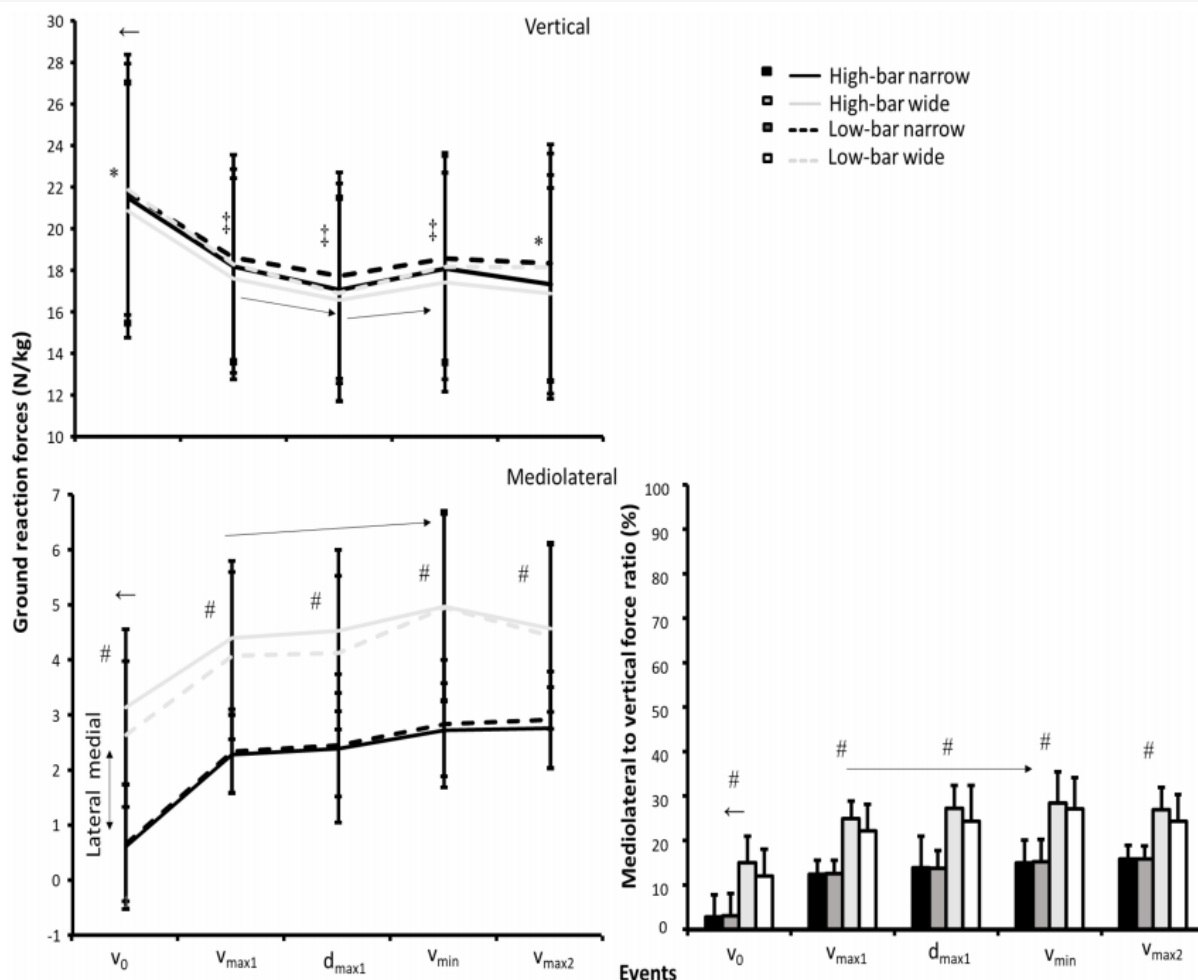


Figura 3. Fuerza de reacción vertical del suelo y mediolateral media $\pm$ SD junto con la relación de fuerza mediolateral a vertical normalizada por masa corporal para HBNS, HBWS, LBNS y LBWS en los eventos v_0 , $v_{\max 1}$, $d_{\max 1}$, $v_{\min}$ y $v_{\max 2}$ durante 3MR de sentadillas traseras. ← Indica una diferencia significativa entre este evento y todos los demás eventos en un nivel $p \leq 0.05$ para cada condición de sentadilla. * Indica una diferencia significativa entre las ubicaciones de la barra alta y la barra baja para este evento en un nivel $p \leq 0.05$. # Indica una diferencia significativa entre la condición de sentadilla LBNS y todas las demás condiciones para este evento en un nivel $p \leq 0.05$. → Indica una diferencia significativa entre los dos eventos desde el inicio hasta el final de la flecha en un nivel $p \leq 0.05$ para cada condición de sentadilla. # Indica una diferencia significativa entre las separaciones de la postura estrecha y ancha para este evento en un nivel $p \leq 0.05$.

Para las fuerzas de reacción del suelo mediolaterales, se encontró un efecto significativo del evento y de la separación de la postura ($F \geq 25.6$, $p \leq 0.001$, $\eta^2 \geq 0.72$), donde las fuerzas de reacción del suelo dirigidas medialmente aumentaron de v_0 a todos los demás eventos y de $v_{\max 1}$ a $v_{\min}$ ($p \leq 0.003$). Por lo tanto, las separaciones de postura amplias crearon mayores fuerzas de reacción del suelo medial que las separaciones de postura estrechas ($p = 0.001$). Hubo un efecto de interacción significativo del evento y la separación de la postura para la relación de fuerza mediolateral/vertical ($F \geq 3.6$, $p \leq 0.045$, $\eta^2 \geq 0.27$) donde la relación de la fuerza mediolateral a vertical fue mayor durante todos los eventos para las separaciones de postura amplias en comparación con las separaciones de apoyo estrechas ($p = 0.001$). Además, la relación de fuerza mediolateral a vertical aumentó de v_0 a todos los eventos y de $v_{\max 1}$ a $v_{\min}$ y $v_{\max 2}$ ($p \leq 0.014$) para todas las condiciones de sentadilla.

Se observaron efectos de interacción significativos para el evento, la colocación de la barra y la separación de la postura ($F \geq 3.8$, $p \leq 0.034$, $\eta^2 \geq 0.26$) para los momentos de extensión de cadera y flexión plantar. Además, se encontró un efecto de interacción significativo para el evento, la colocación de la barra y de la separación de la postura para los momentos de extensión de la rodilla ($F \geq 3.5$, $p \leq 0.038$, $\eta^2 \geq 0.18$; ver Figura 4).

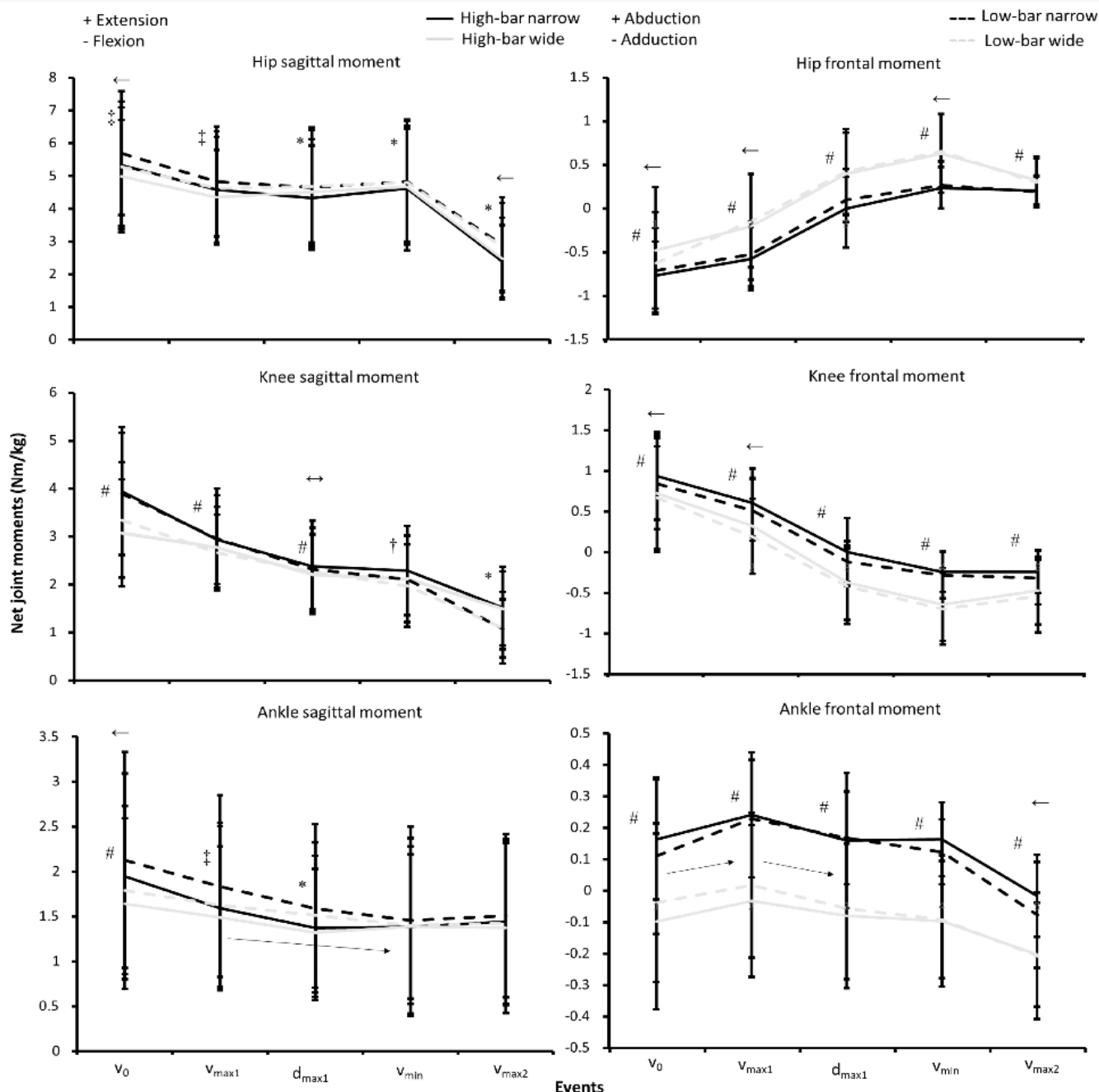


Figura 4. Momentos articulares netos promedio $\pm$ SD normalizados por masa corporal para HBNS, HBWS, LBNS y LBWS en los eventos v₀, v_{máx1}, d_{máx1}, v_{min} y v_{máx2} durante 3MR de sentadillas traseras. ← Indica una diferencia significativa entre todos los eventos en un nivel $p \leq 0.05$ para cada condición. → Indica una diferencia significativa entre este evento y todos los demás eventos en un nivel $p \leq 0.05$ para cada condición. ↔ Indica una diferencia significativa entre los dos eventos desde el inicio hasta el final de la flecha en un nivel $p \leq 0.05$ para cada condición. † Indica una diferencia significativa entre HBNS y todas las demás condiciones para este evento en un nivel $p \leq 0.05$. * Indica una diferencia significativa entre las ubicaciones de la barra alta y la barra baja para este evento en un nivel $p \leq 0.05$. # Indica una diferencia significativa entre las separaciones de la postura estrecha y ancha para este evento en un nivel $p \leq 0.05$. ‡ Indica una diferencia significativa entre LBNS y todas las demás condiciones de sentadilla para este evento en un nivel $p \leq 0.05$.

Las pruebas *post-hoc* de Bonferroni revelaron que la extensión de la cadera y la rodilla, junto con los momentos de flexión plantar, disminuyeron de v₀ a todos los demás eventos ($p \leq 0.048$). Los momentos de extensión de la cadera se mantuvieron estables en v_{máx1}, d_{máx1} y v_{min} antes de disminuir en v_{máx2} ($p = 0.001$). Además, la sentadilla con una postura LBNS creó un mayor momento de extensión de la cadera en todos los eventos en comparación con las condiciones con barra alta, donde LBWS demostró un mayor momento de extensión de la cadera que las condiciones con barra alta en d_{máx1}, v_{min} y v_{máx2}. La sentadilla con una postura estrecha creó los mayores momentos de extensión de la rodilla en v₀,

vmáx1 y dmáx1, pero los momentos de extensión de la rodilla durante vmin y vmáx2 fueron significativamente más bajos durante las sentadillas LBNS en comparación con las otras condiciones de sentadilla.

Para los momentos del plano frontal de la cadera, la rodilla y el tobillo, se encontró un efecto de interacción significativo entre el evento y la separación de la postura ($F \geq 5.4$, $p \leq 0.007$, $\eta^2 \geq 0.33$; ver Figura 4), donde los momentos de aducción de la cadera se crearon en v0 y vmáx1, que cambió a momentos de abducción de cadera en dmáx1, vmin y vmáx2 para todas las condiciones de sentadilla. Además, se crearon momentos de abducción de rodilla en v0 y vmáx1, que cambiaron a momentos de aducción de rodilla en dmáx1, vmin y vmáx2 para todas las condiciones de sentadilla. Se crearon momentos de abducción de rodilla mayores en v0 y vmáx1 para las condiciones de sentadilla estrecha, mientras que se crearon momentos de aducción de rodilla mayores para las separaciones de postura amplias en dmáx1, vmin y vmáx2. Además, la sentadilla con un ancho de postura estrecho creó momentos de abducción del tobillo, mientras que la sentadilla con un ancho de postura amplio creó momentos de aducción del tobillo durante todos los eventos.

Se encontraron efectos de interacción significativos para el evento y la colocación de la barra para las fuerzas de reacción del suelo del brazo de momento de la cadera y la rodilla ($F \geq 2.8$, $p \leq 0.035$, $\eta^2 \geq 0.19$). Además, se encontró un efecto de interacción significativo para la separación de la postura y el evento para el brazo de momento del tobillo ($F = 3.2$, $p = 0.022$, $\eta^2 \geq 0.22$). Las pruebas *post-hoc* revelaron que el brazo de momento de la cadera aumentó de v0 a dmáx1 y vmin antes de disminuir en vmáx2 ($p \leq 0.025$) para todas las condiciones de sentadilla. Se produjeron brazos de momento similares en los primeros cuatro eventos entre las condiciones, sin embargo, las condiciones con barra baja demostraron brazos de momento mayores en vmáx2 que las condiciones con barra alta (ver Figura 5).

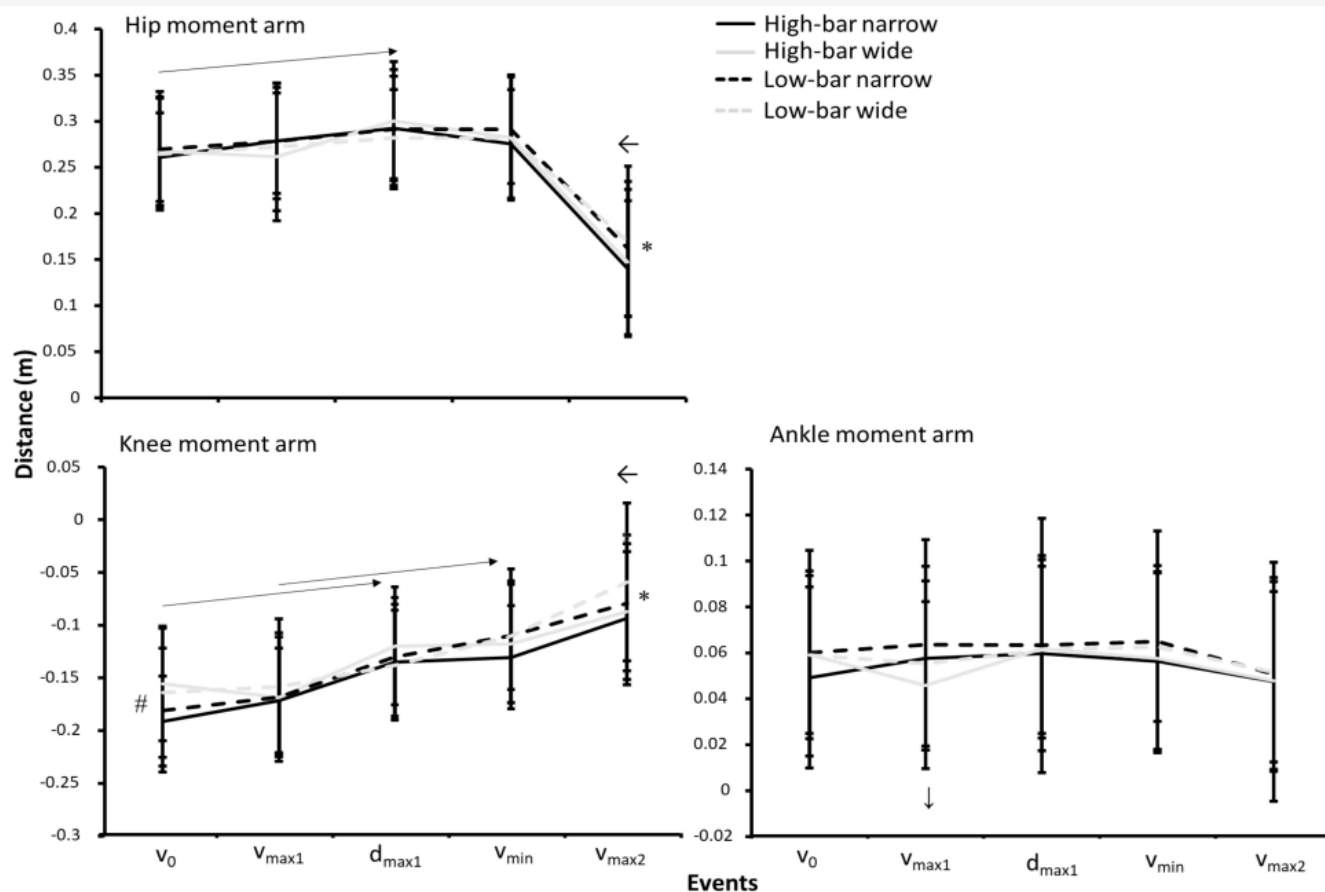


Figura 5. Media $\pm$ SD de los brazos de momento sagitales entre las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo y el vector de fuerza de reacción del suelo para HBNS, HBWS, LBNS y LBWS en los eventos v0, vmáx1, dmáx1, vmin y vmáx2 durante 3MR de sentadillas trasera. ← Indica una diferencia significativa entre este evento y todos los demás eventos en un nivel $p \leq 0.05$ para cada condición de sentadilla. → Indica una diferencia significativa entre los dos eventos desde el inicio hasta el final de la flecha en un nivel $p \leq 0.05$ para cada condición de sentadilla. * Indica una diferencia significativa entre las ubicaciones de la barra alta y la barra baja para este evento en un nivel $p \leq 0.05$. # Indica una diferencia significativa entre las separaciones de la postura estrecha y ancha para este evento en un nivel $p \leq 0.05$. † Indica una diferencia significativa entre HBWS y todas las demás condiciones de sentadilla para este evento en un nivel $p \leq 0.05$.

Los brazos de momento de la rodilla disminuyeron significativamente en cada evento, excepto entre v_0 y $v_{\max1}$, junto con $dm_{\max1}$ y $v_{\min}$. Sin embargo, la sentadilla con una separación de postura estrecha mostró un mayor brazo de momento de la rodilla en v_0 antes de disminuir en los eventos posteriores. Además, el brazo de momento de la rodilla de HBWS aumentó de v_0 a $v_{\max1}$, mientras que los brazos de momento de la rodilla disminuyeron entre estos eventos para las otras condiciones de sentadilla reflejados por la ubicación de la barra, el ancho de la postura y la interacción del evento. Se demostraron brazos con mayor momento de la rodilla en $v_{\max2}$ durante las condiciones con barra alta que en condiciones con barra baja.

Para la contribución del momento total, se encontró un efecto significativo del evento, la colocación de la barra y el ancho de la postura para las articulaciones del tobillo, de la rodilla y de la cadera ($F \geq 2.8$, $p \leq 0.043$, $\eta^2 \geq 0.24$; ver Figura 6).

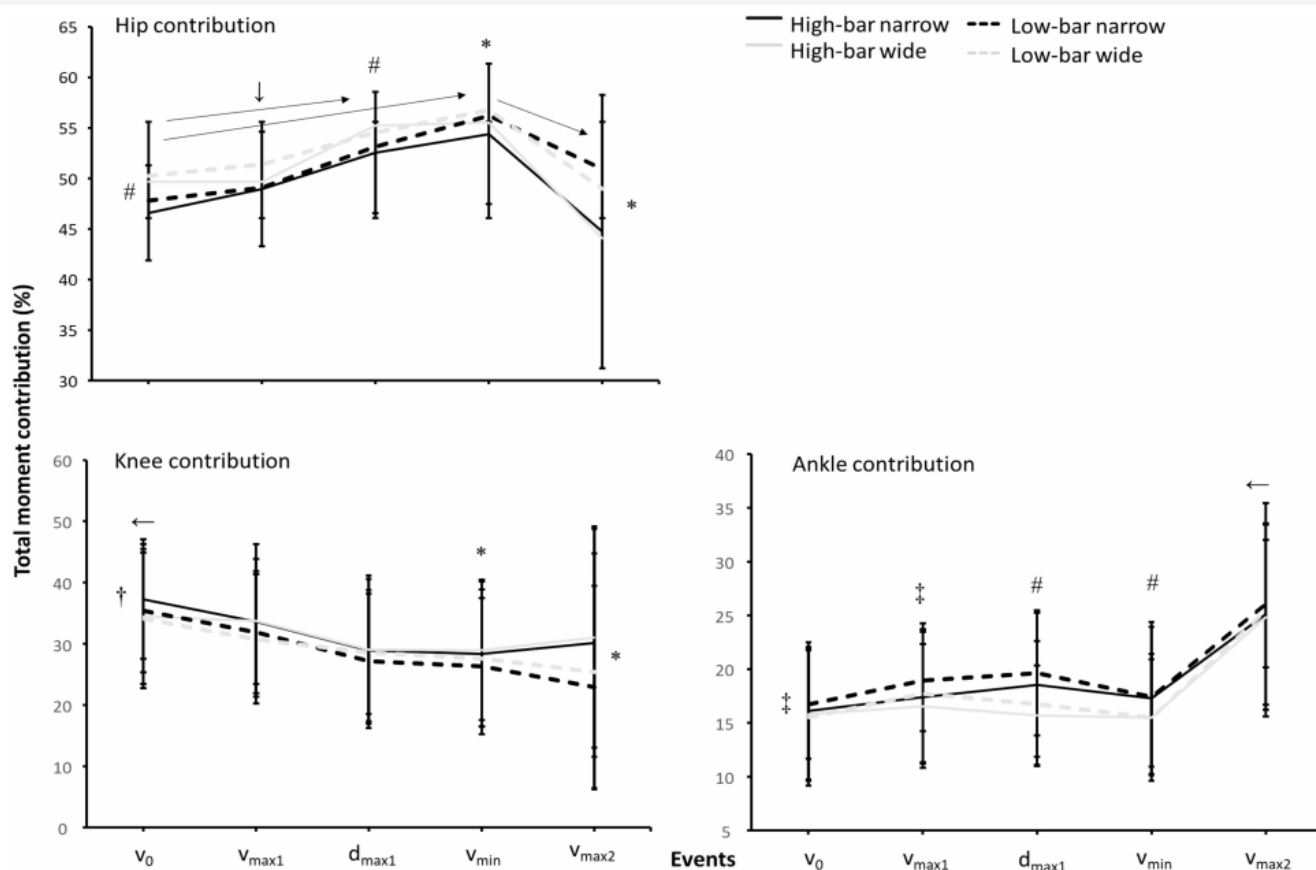


Figura 6. Contribuciones del momento total medio $\pm$ SD para las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo cuando se calculan tanto frontal como sagital para HBNS, HBWS, LBNS y LBWS en los eventos v_0 , $v_{\max1}$, $d_{\max1}$, $v_{\min}$ y $v_{\max2}$ durante 3MR de sentadilla trasera. ← Indica una diferencia significativa entre este evento y todos los demás eventos en un nivel $p \leq 0.05$. → Indica una diferencia significativa entre estos dos eventos en un nivel $p \leq 0.05$. # Indica una diferencia significativa entre los anchos de postura amplia y estrecha para este evento en un nivel $p \leq 0.05$. † Indica una diferencia significativa entre HBNS y todas las demás condiciones para este evento en un nivel $p \leq 0.05$. * Indica una diferencia significativa entre las ubicaciones con barra alta y barra baja para este evento en un nivel $p \leq 0.05$. ↓ Indica una diferencia significativa entre LBWS y todas las demás condiciones para este evento en un nivel $p \leq 0.05$. ‡ Indica una diferencia significativa entre LBNS y todas las demás condiciones para este evento en un nivel $p \leq 0.05$.

Las pruebas *post-hoc* mostraron que la contribución de la cadera aumentó de v_0 a $d_{\max1}$ y $v_{\min}$ antes de disminuir a $v_{\max2}$ para todas las condiciones de sentadilla ($p \leq 0.023$). Además, LBWS tuvo la mayor contribución de la cadera al momento total en v_0 , $v_{\max1}$ y $d_{\max1}$, antes de $v_{\min}$ y de $v_{\max2}$, donde LBNS mostró una contribución de cadera similar. Además, la sentadilla con una postura HBNS produjo contribuciones de cadera más bajas durante todos los eventos en comparación con las separaciones de postura amplias. La contribución de la rodilla disminuyó de v_0 a todos los demás eventos para todas las condiciones de sentadilla ($p \leq 0.024$). La postura HBNS tuvo una mayor contribución de la rodilla que todas las demás condiciones de sentadilla en v_0 , mientras que se produjeron contribuciones de rodilla similares en $v_{\max1}$ y $d_{\max1}$. En $v_{\min}$ y $v_{\max2}$, ambas ubicaciones con barra alta tuvieron una mayor contribución de rodilla que las ubicaciones con barra baja. Las contribuciones del tobillo se mantuvieron estables durante los cuatro primeros eventos

antes de aumentar en $vmáx2$ ($p \leq 0.001$), donde LBNS tuvo una mayor contribución del tobillo en $v0$ y $vmáx1$ que todas las demás condiciones de sentadilla. La separación de la postura estrecha tuvo una mayor contribución del tobillo en $dmáx1$ y $vmín$ que la separación de la postura amplia antes de disminuir en $vmáx2$.

La actividad mioeléctrica fue significativamente diferente en la región de estancamiento para todos los músculos ($F \geq 12.93$, $p \leq 0.002$, $\eta^2 \geq 0.46$) excepto para el aductor largo y el glúteo medio ($F \leq 1.58$, $p \geq 0.218$, $\eta^2 \leq 0.067$). Se encontró un efecto significativo del ancho de la postura para la actividad del vasto lateral ($F = 4.9$, $p = 0.038$, $\eta^2 = 0.20$). Además, se observó una interacción significativa entre la colocación de la barra y la separación de la postura para el vasto lateral y el glúteo mayor ($F \geq 4.62$, $p \leq 0.044$, $\eta^2 \geq 0.19$). Finalmente, se produjo una interacción significativa entre la región de estancamiento y la separación de la postura para la actividad del sóleo y del gastrocnemio ($F \geq 4.62$, $p \leq 0.041$, $\eta^2 \geq 0.24$; ver Figuras 7, 8).

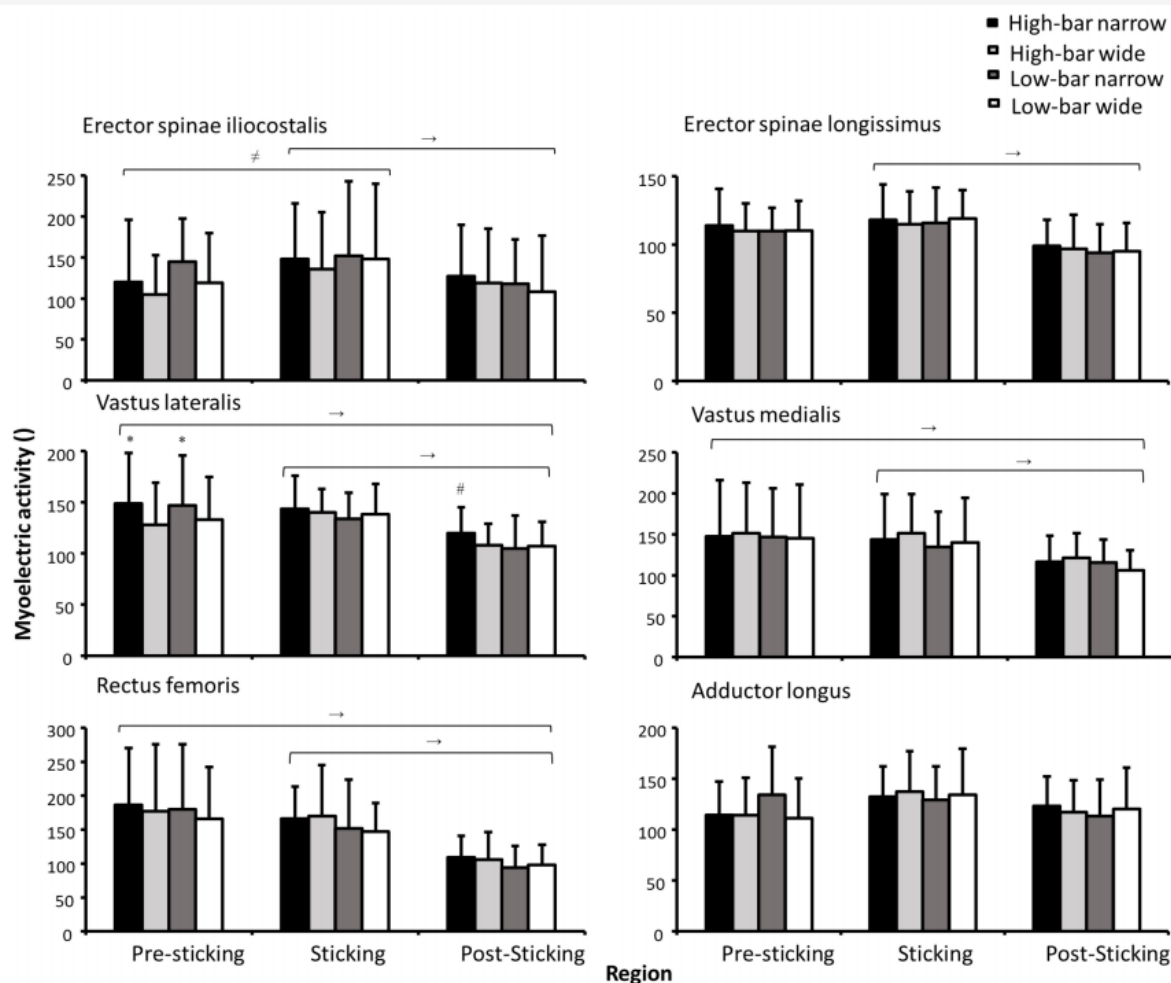


Figura 7. Actividad mioeléctrica normalizada media $\pm$ SD para el erector de la columna iliocostalis y largo, vasto lateral y medial, recto femoral y aductor largo durante 3MR en HBNS, HBWS, LBNS y LBWS en las regiones de pre-estancamiento, estancamiento y post-estancamiento. → Indica una diferencia significativa entre estas dos regiones para todas las condiciones en un nivel $p \leq 0.05$. # Indica una diferencia significativa para HBNS, HBWS y LBWS entre estas dos regiones en un nivel de $p \leq 0.05$. * Indica una diferencia significativa entre esta condición y todas las demás separaciones de postura para esta región en un nivel $p \leq 0.05$. # Indica una diferencia significativa entre esta condición y todas las demás condiciones de sentadilla en esta región en un nivel $p \leq 0.05$.

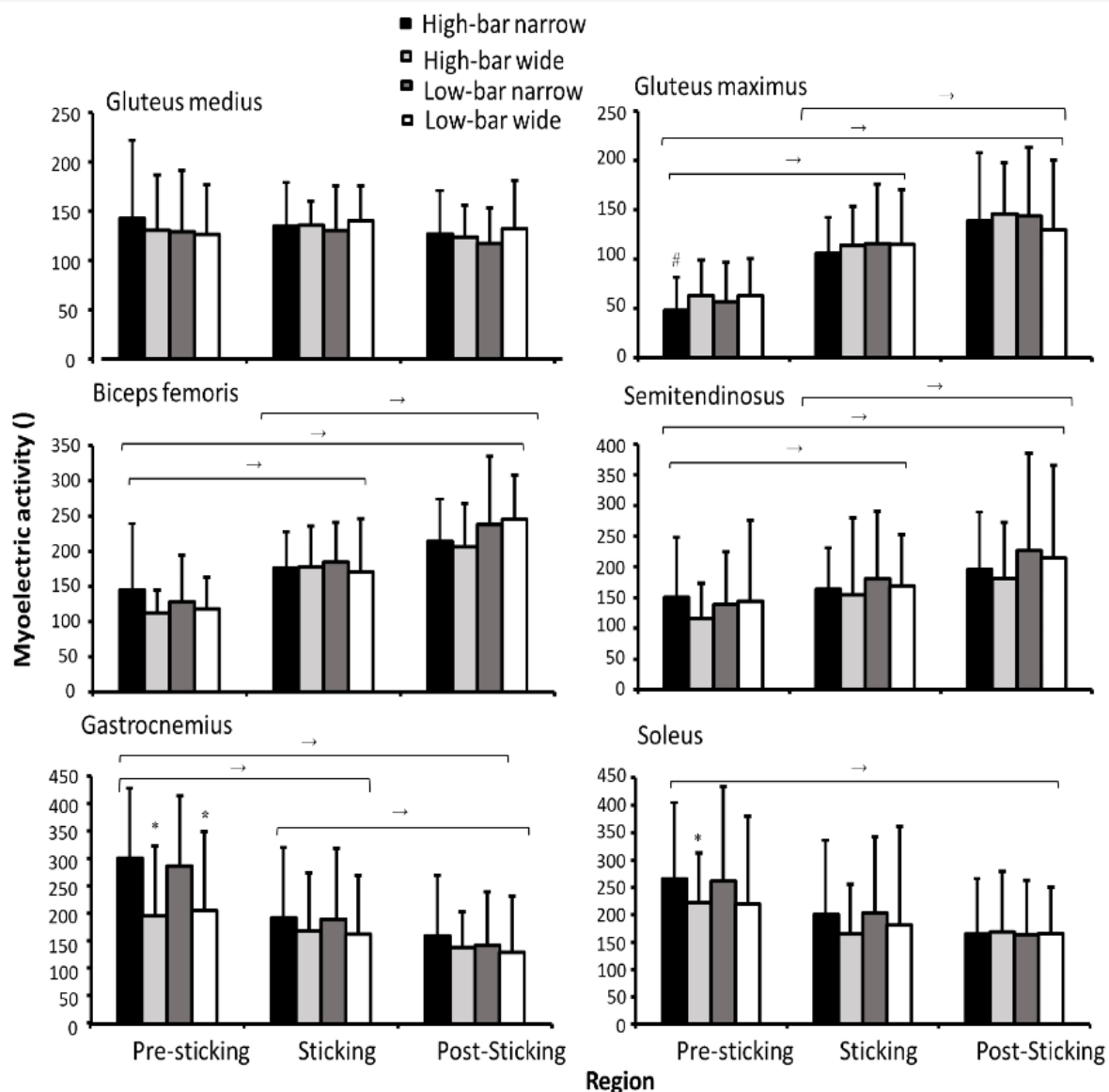


Figura 8. Actividad mioeléctrica normalizada media $\pm$ SD para el glúteo medio y mayor, bíceps femoral, semitendinoso, gastrocnemio y sóleo durante 3MR en HBNS, HBWS, LBNS y LBWS en las regiones de pre-estancamiento, estancamiento y post-estancamiento. → Indica una diferencia significativa entre estas dos regiones para todas las condiciones en un nivel $p \leq 0.05$. * Indica una diferencia significativa entre esta condición con otros anchos de postura para esta región en un nivel $p \leq 0.05$. * Indica una diferencia significativa entre HBNS y todas las demás condiciones para esta región en un nivel $p \leq 0.05$.

Las pruebas *post-hoc* mostraron que la actividad mioeléctrica del erector de la columna disminuyó desde la región de estancamiento a la región de post-estancamiento para todas las condiciones de sentadilla ($p = 0.011$), mientras que la actividad mioeléctrica del cuádriceps disminuyó desde la región de pre-estancamiento y estancamiento a la región de post-estancamiento para todas las condiciones de sentadilla ($p \leq 0.025$). Además, las separaciones de postura estrechas resultaron en una mayor actividad mioeléctrica del vasto lateral que las separaciones de postura anchas durante la región de pre-estancamiento. Un efecto de interacción del ancho de la postura de la colocación de la barra indicó que HBNS demostró una mayor actividad mioeléctrica del vasto lateral durante la región de post-estancamiento en comparación con todas las demás condiciones de sentadilla ($p = 0.044$). La sentadilla con una separación de postura estrecha produjo una mayor actividad mioeléctrica del gastrocnemio y del sóleo en la región antes del estancamiento. En las regiones de estancamiento y post-estancamiento, la actividad mioeléctrica del gastrocnemio y del sóleo disminuyó, como lo indica el efecto de interacción significativa de la separación de la postura de la región del punto de estancamiento. Sin embargo, se observó un patrón opuesto para el glúteo mayor y los isquiotibiales, ya que su actividad aumentó significativamente durante cada región del punto de estancamiento ($p \leq 0.038$). Por último, la sentadilla con postura HBNS produjo menos actividad mioeléctrica del glúteo mayor en la región antes del estancamiento en comparación con todas las demás

condiciones de sentadilla, lo que se indica por el efecto significativo de interacción del ancho de la postura en la colocación de la barra.

Discusión

Los principales hallazgos de este estudio fueron que la región de estancamiento comenzó a una altura de la barra más baja para la postura HBWS en comparación con las otras condiciones de sentadilla. La sentadilla con postura HBNS dio como resultado ángulos de flexión de rodilla más profundos que las otras condiciones de sentadilla y, por lo tanto, una mayor profundidad de la sentadilla, mientras que las condiciones con barra baja dieron como resultado una mayor inclinación del torso en todos los eventos. Todas las condiciones de sentadilla dieron como resultado fuerzas de reacción del suelo dirigidas medialmente, pero en mayor medida con una separación de la postura amplia, que aumentó para todas las condiciones de sentadilla en v_{min} . Además, el brazo de momento de la rodilla disminuyó durante todos los eventos, mientras que el brazo de momento de la cadera alcanzó su punto máximo en $dmáx1$ y v_{min} , independientemente de la condición de sentadilla. Además, la articulación de la cadera fue responsable de más del 50% de las contribuciones de momento totales en $dmáx1$ y v_{min} para todas las condiciones de sentadilla. Este hallazgo confirma nuestra hipótesis de que las grandes demandas de la cadera alrededor de la región de estancamiento pueden ser la principal limitación para superarla, independientemente de la condición de la sentadilla. La sentadilla con postura LBWS resultó en mayores contribuciones de la cadera que las otras condiciones de sentadilla, confirmando en parte nuestra segunda hipótesis de que las condiciones con barra baja producirían mayores contribuciones de cadera que las condiciones con barra alta. Finalmente, entre las condiciones de sentadilla, la actividad mioeléctrica del vasto lateral y del gastrocnemio fue mayor para las separaciones de postura estrechas que para una separación de postura amplia, mientras que la actividad del glúteo mayor fue menor para la postura HBNS que las otras condiciones de sentadilla.

Nuestros hallazgos mostraron que los momentos máximos se produjeron en v_0 , mientras que en la región de estancamiento comenzó alrededor de 0.15 a 0.17 m de altura de la barra y en 0.25 a 0.27 seg. Esto puede explicarse por la potenciación muscular del cuádriceps, provocada por el ciclo de estiramiento-acortamiento, que permite producir más fuerza durante la región de pre-estancamiento, como se observa en el estudio de van den Tillaar y cols. (2021). En estudios anteriores, se ha informado que el efecto de la potenciación disminuye después de alrededor de 0.3 seg, que es alrededor de donde comenzó la región de estancamiento para todas las condiciones de sentadilla.

Además, el ascenso concéntrico comienza tanto con la extensión de la rodilla como con la flexión plantar, y hubo una disminución de la actividad mioeléctrica debido al pre-estancamiento y estancamiento a la región post-estancamiento en el cuádriceps y flexores plantares para todas las condiciones de sentadilla. Por lo tanto, no se debe descuidar el fortalecimiento de estos músculos, ya que su mayor contribución podría resultar en que $dmáx1$ ocurra a una altura de la barra vertical más alta, aumentando las posibilidades de un levantamiento exitoso. Además, debido a que la fuerza de reacción del suelo estaba en su nivel más bajo en $dmáx1$ debido a la desaceleración máxima, demuestra que este es el evento en el levantamiento donde la capacidad del levantador para producir fuerza es más baja, independientemente de la condición de la sentadilla. Por lo tanto, sugerimos que los autores eviten caracterizar v_{min} (cuando la velocidad es más baja) como el punto de estancamiento y, en su lugar, se refieran a $dmáx1$ (donde la desaceleración es más alta) como el punto de estancamiento, independientemente del tipo de sentadilla o postura.

Los participantes hicieron sentadillas con la mayor carga con la postura LBNS seguido de HBNS, LBWS y luego HBWS. Cuando se hace una sentadilla con una postura HBWS, la región de estancamiento comienza y termina a unos 0.03-0.04 m por debajo de la altura de la barra de las otras condiciones de sentadilla (Figura 1). Además, la postura HBWS aumentó la inclinación hacia adelante en 2.4° de v_0 a $vmáx1$, mientras que las otras condiciones aumentaron la inclinación hacia adelante en 4.3° - 4.4° en los mismos eventos. Esto reflejó un desarrollo diferente de v_0 a $vmáx1$ para los brazos de momento de cadera, rodilla y tobillo (Figura 5), donde el brazo de momento de la cadera y del tobillo disminuyó y el brazo de momento de la rodilla aumentó para HBWS mientras que todas las demás condiciones de sentadilla mostraron el patrón opuesto. Se especula que la combinación de la altura de la barra más baja para la postura HBWS de v_0 en comparación con las otras condiciones de sentadilla, junto con una inclinación hacia adelante más pequeña al comienzo de la región de estancamiento, reduce la contribución de los extensores de la cadera al momento extensor de la cadera. Esto puede deberse a que una mayor inclinación hacia adelante alarga los extensores de la cadera, aumentando la capacidad de estos músculos para generar la fuerza (Escamilla y cols., 2001).

Además, la sentadilla con una postura LBNS dio como resultado que los participantes levantaran cargas >3 kg más que las otras condiciones de sentadilla. Esto contrasta con los hallazgos informados por Lahti y cols. (2019), quienes no informaron diferencias significativas en la carga levantada entre las separaciones de la postura. Esto puede explicarse por dos factores. Primero, la sentadilla con una postura LBNS resultó en un mayor momento de extensión de la cadera en v_0 y $vmáx1$ que las otras condiciones de sentadilla. Puede ser que imponer mayores exigencias a los extensores de la cadera al comienzo del ascenso pueda ser ventajoso cuando el objetivo es levantar la mayor carga posible porque se ha informado que la actividad mioeléctrica del cuádriceps no cambia mucho entre >50 y 90% de 1MR (van den Tillaar y cols., 2019), lo

que implica que el cuádriceps ya puede estar cerca de la activación máxima a porcentajes más bajos de 1MR. Por lo tanto, elegir una técnica que exija más los momentos de extensión de la cadera podría permitir levantar cargas mayores. En segundo lugar, los participantes en el estudio de Lahti y cols. (2019) hicieron sentadillas con ~1.0 y 1.5 veces mayor el ancho del trocánter para los anchos de postura amplios y estrechos. Los participantes en el estudio actual hicieron la sentadilla con 0.7 y 1.7 del ancho de hombros, lo que resultó en que la relación de fuerza mediolateral a vertical un ~50% más alta para las separaciones de postura amplias en comparación con los anchos de postura estrechos, y por lo tanto, produciendo de 1.5 a 2 veces más altas fuerzas dirigidas lateralmente para las separaciones de postura amplias que para las separaciones de postura estrechas (Figura 3). Esto creó un vector de fuerza resultante superior dirigido medialmente y, por lo tanto, una mayor abducción de la cadera junto con momentos de aducción de rodilla y tobillo para las separaciones amplias de la postura. Más importante aún, nuestros datos indican que hacer la sentadilla con 1.7 veces el ancho de los hombros resulta en alrededor de un 50% más de fuerzas dirigidas lateralmente ejercidas contra el suelo para la separación de la postura amplia. Además, el mayor momento de abducción de la cadera para las separaciones amplias de la postura resultó en una mayor contribución de la cadera al momento total para las separaciones amplias de la postura, y especialmente la postura LBWS. Las contribuciones más grandes de la cadera fueron el resultado de la menor extensión de la rodilla y los momentos de flexión plantar durante la región de pre-estancamiento junto con momentos de abducción de la cadera mayores en la región de estancamiento para las separaciones de postura amplias (Figura 4). Se especula que los momentos de abducción de cadera y aducción de rodilla más grandes, junto con las mayores relaciones de fuerza mediolateral a vertical alrededor de la región de estancamiento para las separaciones de postura amplias, dieron como resultado una técnica de levantamiento vertical menos efectiva, a pesar de las mayores contribuciones de la cadera en comparación con las separaciones de postura estrechas. Por lo tanto, nuestros hallazgos sugieren que la postura LBWS, típicamente referida como una condición de sentadilla dominante en la cadera en la literatura (Glassbrook y cols., 2017), permite mayores contribuciones de la cadera al momento extensor total en la región de estancamiento debido a los momentos de abducción de la cadera.

El vasto lateral produjo una mayor actividad mioeléctrica durante las separaciones de postura estrechas y durante la región posterior al estancamiento para la postura HBNS en comparación con todas las demás condiciones de sentadilla. Dado que la postura HBNS demostró una flexión máxima de rodilla de 5° a 7° mayor que las separaciones de postura amplias junto con una flexión de 3°-4° mayor al comienzo de la región posterior al estancamiento, el aumento del ángulo de flexión de la rodilla durante estas regiones probablemente provocó un aumento del trabajo mecánico, y por lo tanto, aumentó la actividad mioeléctrica del vasto lateral. Esto es apoyado por Bryanton y cols. (2012) quienes investigaron tanto la profundidad de la sentadilla como la carga con barra en el esfuerzo muscular relativo de la cadera, la rodilla y el tobillo entre el 50 y el 90% de 1MR en sentadillas traseras y encontraron que el esfuerzo muscular relativo del extensor de la rodilla (el cociente del momento articular neto al torque máximo voluntario, adaptado al ángulo de la articulación) se incrementó con ángulos de flexión de rodilla más profundos, pero no con la carga de la barra. La sentadilla con postura HBNS produjo menos actividad del glúteo mayor en la región de pre-estancamiento en comparación con otras condiciones de sentadilla, lo cual es lógico ya que una mayor profundidad alarga el glúteo y reduce su capacidad para producir fuerza (Vigotsky y Bryanton, 2016). Sin embargo, no se observaron diferencias significativas en la actividad mioeléctrica para el vasto medial. Se especula que el vasto medial se activó al máximo para todas las condiciones de sentadilla, y durante las posiciones amplias, la incapacidad de producir actividad mioeléctrica adicional resultó en una mayor rotación interna de la cadera y, por lo tanto, un mayor valgo de la rodilla para las separaciones amplias de la postura. Para la zona de la canilla, los momentos de flexión plantar fueron mayores al realizar sentadillas traseras con un ancho de postura estrecho durante la región de pre-estancamiento (Figura 4). Esto ocurrió debido a que los ángulos de flexión del tobillo fueron 4°-9° mayores durante todos los eventos para las separaciones de postura estrechas y no fueron influenciados mucho por la colocación de la barra. Swinton y cols. (2012), quienes encontraron que la flexión máxima del tobillo era ~10° mayor para anchos de postura estrecha, mientras que el presente estudio informó una flexión de tobillo de 5° a 7° mayor para la postura estrecha.

Además, se observó una mayor actividad mioeléctrica del erector espinal en la región de estancamiento en comparación con la región de post-estancamiento para todas las condiciones de sentadilla. Además, se observó una mayor actividad mioeléctrica en la región de pre-estancamiento en comparación con la región de post-estancamiento para el músculo erector de la columna iliocostal. Estos músculos son especialmente importantes en las sentadillas porque ayudan a mantener la integridad espinal anteroposterior, proporcionando una contribución a la estabilización espinal (Schoenfeld, 2010). La mayor actividad mioeléctrica del erector de la columna durante la región de estancamiento probablemente se observó debido a la mayor inclinación hacia adelante en este punto del levantamiento, lo que resulta en un mayor momento de los brazos de momento de la cadera y aumenta las demandas del erector de la columna para contribuir a la estabilización de la columna.

Este hallazgo está de acuerdo con un estudio anterior que observó un aumento de la actividad mioeléctrica cuando aumentaba la inclinación hacia adelante, en comparación con una posición neutra (Zimmermann y cols., 1993).

Limitaciones y futuras orientaciones

Los participantes de este estudio eran levantadores de pesas entrenados de forma recreativa y no levantadores de pesas ni atletas de fuerza. Por lo tanto, nuestros hallazgos pueden no ser generalizables a los levantadores de pesas o atletas de fuerza. Además, el presente estudio sólo informó las fuerzas articulares netas calculadas y los momentos resultantes de los análisis de dinámica inversa, y no las fuerzas de contacto articulares (Vigotsky y cols., 2019). Este método ignora las fuerzas musculares, que a menudo son las principales fuentes de carga articular (Vigotsky y cols., 2019). Por lo tanto, la investigación adicional debería utilizar técnicas de modelado musculoesquelético para cuantificar la fuerza de contacto articular.

Conclusión y aplicación práctica

La sentadilla con una postura LBWS produjo mayores contribuciones de la cadera al momento total, mientras que la sentadilla con una postura HBNS resultó en ángulos de flexión de rodilla más profundos y contribuciones de la rodilla más altas al momento total, junto con menos actividad mioeléctrica del glúteo mayor y mayor actividad mioeléctrica del vasto lateral. Por lo tanto, nuestros hallazgos sugieren que el entrenamiento con una postura HBNS podría ser beneficioso cuando se orienta el objetivo a los extensores de la rodilla y los flexores plantares, mientras que una postura LBWS podría ser beneficiosa cuando se dirige el objetivo a los extensores de la cadera.

Declaración de disponibilidad de datos

Los datos en bruto que respaldan las conclusiones de este artículo serán puestos a disposición por los autores, sin reservas indebidas.

Declaración de Ética

Los estudios con participantes humanos fueron revisados y aprobados por el proyecto número 701688 del Centro Noruego de Datos de Investigación. Los pacientes/participantes proporcionaron su consentimiento informado por escrito para participar en este estudio.

Conflicto de intereses

Los autores declaran que la investigación se llevó a cabo en ausencia de relaciones comerciales o financieras que pudieran interpretarse como un posible conflicto de intereses.

REFERENCIAS

1. Anderson, R., Courtney, C., and Carmeli, E. (1998). EMG analysis of the vastus medialis/vastus lateralis muscles utilizing the unloaded narrow-and wide-stance squats. *J. Sport Rehabil.* 7, 236-247.
2. Bell, A. L., Brand, R. A., and Pedersen, D. R. (1987). Prediction of hip joint center location from external landmarks. *J. Biomech.* 20:913.
3. Bell, A. L., Pedersen, D. R., and Brand, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J. Biomech.* 23, 617-621.
4. Benz, R., and West Chester, P. (1989). A Kinematic Analysis of the High and Low Bar Squat Techniques by Experienced Low Bar Weight Lifters. *West Chester, PA: West Chester University.*
5. Bishop, P., Cureton, K., and Collins, M. (1987). Sex difference in muscular strength in equally-trained men and women. *Ergonomics* 30, 675-687.
6. Bryanton, M. A., Kennedy, M. D., Carey, J. P., and Chiu, L. Z. (2012). Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting. *J. Strength Cond. Res.* 26, 2820-2828.
7. C-Motion (2017). Marker Set Guidelines. *C-Motion Wiki Documentation.*
8. Cohen, J. (1988). Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. *Hillsdale, NJ: Erlbaum Press.*
9. Elliott, B., Wilson, G., and Kerr, G. (1989). A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Med. Sci. Sports Exerc.* 21, 450-462.
10. Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Lowry, T. M., Barrentine, S. W., and Andrews, J. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Med. Sci. Sports Exerc.* 33, 984-998.
11. Fry, A., Aro, T., Bauer, J., and Kraemer, W. (1993). A comparison of methods for determining kinematic properties of three barbell squat exercises. *J. Hum. Mov. Stud.* 24:83.
12. Glassbrook, D. J., Brown, S. R., Helms, E. R., Duncan, S., and Storey, A. G. (2019). The high-bar and low-bar back-squats: a biomechanical analysis. *J. Strength Cond. Res.* 33, S1-S18.
13. Glassbrook, D. J., Helms, E. R., Brown, S. R., and Storey, A. G. J. (2017). A review of the biomechanical differences between the high-bar and low-bar back-squat. *J. Strength Cond. Res.* 31, 2618-2634.
14. Greig, L., Hemingway, B. H. S., Aspe, R. R., Cooper, K., Comfort, P., and Swinton, P. A. (2020). Autoregulation in resistance training: addressing the inconsistencies. *Sports Med.* 2020, 1-15.
15. Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., and Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10, 361-374.

16. IP Federation (2019). International Powerlifting Federation. *Technical Rules Book*.
17. Lahti, J., Hegyi, A., Vigotsky, A. D., and Ahtiainen, J. P. (2019). Effects of barbell back squat stance width on sagittal and frontal hip and knee kinetics. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 29, 44-54.
18. Larsen, S., Kristiansen, E., and van den Tillaar, R. (2021a). Effects of subjective and objective autoregulation methods for intensity and volume on enhancing maximal strength during resistance-training interventions: a systematic review. *PeerJ*.
19. Larsen, S., Kristiansen, E., and van den Tillaar, R. (2021b). New insights about the sticking region in back squats: an analysis of kinematics, kinetics, and myoelectric activity. *Front. Sports Act. Liv.* 3:691459.
20. Maddox, E. U., Sievert, Z. A., and Bennett, H. J. (2020). Modified vector coding analysis of trunk and lower extremity kinematics during maximum and sub-maximum back squats. *J. Biomech.* 106:109830.
21. McCaw, S., and Melose, D. (1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Med. Sci. Sports Exerc.* 31, 428-436.
22. Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *J. Strength Cond. Res.* 24, 3497-3506.
23. Swinton, P. A., Lloyd, R., Keogh, J. W., Agouris, I., and Stewart, A. D. (2012). A biomechanical comparison of the traditional squat, powerlifting squat, and box squat. *J. Strength Cond. Res.* 26, 1805-1816.
24. van den Tillaar, R., Andersen, V., and Saeterbakken, A. H. (2019). Comparison of muscle activation and kinematics during free-weight back squats with different loads. *PLoS ONE* 14:e0217044.
25. van den Tillaar, R., Knutli, T., and Larsen, S. (2020). The effects of barbell placement on kinematics and muscle activation around the sticking region in squats. *Front. Sports Act. Liv.* 2:172.
26. van den Tillaar, R., Kristiansen, E. L., and Larsen, S. (2021). Is the occurrence of the sticking region in maximum smith machine squats the result of diminishing potentiation and co-contraction of the prime movers among recreationally resistance trained males? *Int. J. Environ. Res. Public Health* 18:1366.
27. van den Tillaar, R., and Larsen, S. (2020). Kinematic and EMG comparison between variations of unilateral squats under different stabilities. *Sports Med. Int. Open* 4:E59.
28. Vigotsky, A., and Bryanton, M. (2016). "Relative muscle contributions to net joint moments in the Barbell back squat", in: American Society of Biomechanics 40th Annual Meeting. *Raleigh, NC*.
29. Vigotsky, Zelik, K. E., Lake, J., and Hinrichs, R.N. (2019). Mechanical Misconceptions: Have we lost the "mechanics" in "sports biomechanics"? *J. Biomech.* 93, 1-5.
30. Wretenberg, P., Feng, Y., and Arborelius, U. (1996). High-and low-bar squatting techniques during weight-training. *Med. Sci. Sports Exerc.* 28, 218-224.
31. Zimmermann, C. L., Cook, T. M., and Goel, V. K. (1993). Effects of seated posture on erector spinae EMG activity during whole body vibration. *Ergonomics* 36, 667-675.
32. Zourdos, M. C., Klemp, A., Dolan, C., Quiles, J. M., Schau, K. A., Jo, E., et al. (2016). Novel resistance training-specific rating of perceived exertion scale measuring repetitions in reserve. *J. Strength Cond. Res.* 30, 267-275.