

Original Research

# Diferencias Biomecánicas entre las Sentadillas 'Split' Búlgaras y Sentadillas Traseras

Ethan R. Mackey y Bryan L. Riemann

<sup>1</sup>*Biodynamics and Human Performance Center, Department of Health Sciences and Kinesiology, Georgia Southern University, Savannah, GA, USA*

## RESUMEN

La sentadilla split búlgara (BSS) es un ejercicio de fuerza unilateral para las extremidades inferiores; sin embargo, las demandas mecánicas no se han aclarado completamente. El propósito de este estudio fue comparar el impulso del momento articular neto de la articulación del tobillo, la rodilla y la cadera (NJMI), el trabajo (NJW), el momento articular neto máximo (NJM) y el desplazamiento máximo entre el BSS y la sentadilla trasera bilateral tradicional (BS). Después de una sesión de práctica y 1 máxima (1MR), veinte hombres entrenados en fuerza completaron 2x3 BS (70% 1MR) y BSS (35% 1MR) (24.20±2.50 años, 1.76±0.06 m, 85.3±13.90 kg). Interacciones significativas del tipo de sentadilla x articulación fueron reveladas para NJMI ( $p < 0.001$ ), NJW ( $p < 0.001$ ), pico de NJM ( $p < 0.001$ ) y desplazamiento de pico ( $p = 0.011$ ). Para ambas sentadillas, el NJMI de la cadera, el NJW y el NJM máximo fue significativamente mayor que el del tobillo ( $d = 5.50-9.40$ ) y la rodilla ( $d = 7.50-8.50$ ). Mientras que el NJMI de rodilla ( $d = 2.80$ ) y el pico de NJM ( $d = 2.10$ ) durante la BSS fueron estadísticamente menores en comparación con el tobillo, durante la BS el NJMI de rodilla fue estadísticamente mayor que el tobillo ( $d = 3.00$ ). El NJW del tobillo y la rodilla fue estadísticamente similar durante la BSS ( $d = 0.30$ ), mientras que el NJW de la rodilla fue estadísticamente mayor que el del tobillo durante la BS ( $d = 3.20$ ). La comparación entre los tipos de sentadillas dentro de cada articulación demostró un desplazamiento máximo estadísticamente igual para el tobillo ( $d = 0.14$ ) y la cadera ( $d = 0.11$ ), mientras que el desplazamiento máximo de la articulación de la rodilla fue significativamente menor para la BSS en comparación con la BS ( $d = 0.82$ ). Tanto la BSS como la BS son ejercicios cadera dominantes. La BSS puede usarse mejor en circunstancias para enfocarse en la extensión de la cadera mientras se minimizan las demandas de la articulación de la rodilla, como las primeras fases de la rehabilitación de la rodilla o cuando se abordan deficiencias aisladas de extensión de la cadera.

## INTRODUCCIÓN

La especificidad de los patrones de movimiento con respecto a las demandas biomecánicas de los patrones de movimiento atlético (14) a menudo se considera en gran medida al diseñar programas de ejercicios de fuerza y acondicionamiento y rehabilitación. Muchas habilidades atléticas se basan en movimientos fundamentales de la parte inferior del cuerpo que se realizan de forma unilateral o contienen períodos transitorios de postura unilateral (por ejemplo, carreras de velocidad, saltos y cambios de dirección) (21). En comparación con los ejercicios bilaterales como la sentadilla trasera (BS), los ejercicios de soporte de peso unilaterales pueden considerarse más específicos para este tipo de movimientos deportivos (13). Además, realizar ejercicios de sentadillas unilaterales puede ayudar a prevenir las discrepancias de fuerza entre las piernas (9, 13).

Las mejoras en la fuerza mediante el uso de la BS bilateral tradicional están bien establecidas (5, 13, 16). Por esta razón, se utiliza a menudo como referencia estándar en intervenciones y estudios de comparación biomecánica (1, 9, 18). La sentadilla 'split' búlgara (BSS) es un ejercicio de fuerza unilateral de las extremidades inferiores similar a una sentadilla *split*, pero realizado apoyando el pie de la extremidad sin apoyo sobre una estructura elevada y estable colocada detrás del cuerpo, que se utiliza tanto para mejorar el rendimiento como para la rehabilitación de una lesión (16). Si bien se han realizado análisis electromiográficos (EMG) en la BSS, aún no se ha realizado un estudio que aclare la cinética y la cinemática a nivel articular (5). La investigación ha demostrado que la BSS promueve un mayor reclutamiento del glúteo mayor que la BS, lo que sugiere que la BSS es un ejercicio potencialmente más dominante sobre la cadera (17). Además, se ha demostrado que la BSS tiene una mayor actividad EMG para los isquiotibiales en relación con los músculos del cuádriceps en comparación con la BS, lo que indica una relación alta entre los isquiotibiales y el cuádriceps (5, 13).

Si bien es importante conocer los músculos que se activan durante un ejercicio, también es importante evaluar las diferencias en la cinética y la cinemática articular para comprender mejor los resultados de las activaciones musculares subyacentes a nivel articular. Conocer las características cinéticas y cinemáticas subyacentes que ocurren en las articulaciones de la parte inferior del cuerpo proporcionaría a los profesionales la información necesaria para ayudar a adaptar las necesidades de un sujeto a las demandas impuestas por un ejercicio. Por ejemplo, las variables cinéticas de impulso y trabajo proporcionan información con respecto a la producción neta de torque a lo largo del tiempo y la producción de torque a través del rango de movimiento, respectivamente. Desde una perspectiva cinemática, el desplazamiento máximo refleja el rango de movimiento utilizado en cada articulación durante el ejercicio. Dada la alta incidencia de patologías relacionadas con la rodilla, la cuantificación de las demandas biomecánicas de la articulación de la rodilla de la BSS ayudaría a los médicos a seleccionar una BSS en los momentos adecuados en un programa de rehabilitación. Por lo tanto, el propósito de este estudio fue comparar la cinética y la cinemática de la articulación del tobillo, la rodilla y la cadera entre la BSS y la BS. Específicamente, este estudio comparó el impulso de momento articular neto (NJMI), el trabajo articular neto (NJW), el momento articular neto máximo (NJM) y el desplazamiento máximo durante la BSS y la BS sobre las articulaciones del tobillo, la rodilla y la cadera. Con base en los hallazgos de la investigación de EMG previa (5, 13, 16), se planteó la hipótesis de que el NJMI, NJW, el pico de NJM y el desplazamiento máximo serían más bajos durante la BSS que la BS, particularmente en la articulación de la rodilla.

## MÉTODOS

---

### Participantes

Veinte hombres (Tabla 1) con >6 meses de entrenamiento de la fuerza de las extremidades inferiores completaron dos días de participación en el estudio (con una separación mínima de 48 hs). Los sujetos con una lesión musculoesquelética de la parte inferior del cuerpo en los últimos seis meses antes del estudio no fueron elegidos. Todos los sujetos que se ofrecieron como voluntarios para participar fueron evaluados para determinar su experiencia de entrenamiento mediante un cuestionario integral de salud y antecedentes médicos. Aunque se requirió que los sujetos tuvieran experiencia previa en entrenamiento de la fuerza del tren inferior, no se requirió que tuvieran experiencia con la BSS. Los voluntarios recibieron una descripción verbal y escrita de los procedimientos del estudio, la oportunidad de hacer preguntas y la opción de negarse a participar. El estudio ha sido aprobado por la Junta de Revisión Institucional (IRB) local, y todos los sujetos firmaron formularios de consentimiento informado por escrito aprobados por el IRB para garantizar que los sujetos conocían el riesgo y los procedimientos asociados con el estudio.

**Tabla 1.** Características de los sujetos (n = 20).

Descriptive	Mean ± SD
Age (yrs)	24.2 ± 2.5
Height (m)	1.76 ± .06
Body mass (kg)	85.3 ± 13.9
1-Rep max (kg)*	149 ± 37.8
Resistance training experience (y)	5.9 ± 2.8

*Note:* Participants back squat one-repetition maximum established on visit 1.

## Protocolo

Se utilizó un diseño contrabalanceado e intraindividual para probar la hipótesis principal de que el NJMI, NJW y el desplazamiento máximo serían más bajos en la articulación de la rodilla durante la BSS que la BS. Cada sujeto estableció su sentadilla trasera con un máximo de una repetición (1MR) en su primera visita. Después de 48 horas de recuperación, durante una segunda visita, se registró la cinética y la cinemática del tobillo, la rodilla y la cadera durante la realización de la BS y la BSS (entre sujetos en orden aleatorio) utilizando el 70% y el 35%, respectivamente, de su carga de 1MR que se estableció en su primera visita.

Las sesiones de prueba estuvieron separadas por un mínimo de 48 horas. En la primera visita, se tomaron dos medidas de los sujetos para estandarizar la altura del cajón para la pierna elevada (trasera) y la distancia entre el dedo del pie adelantado y el cajón durante la BSS. La altura estandarizada del cajón para la pierna trasera se midió como la altura de la base de la rótula al suelo (14-16). El pie trasero se colocó en una posición fija sobre el cajón que le impedía que se moviera posteriormente mediante un tope de madera sujeto al cajón. La distancia estandarizada de la punta de los pies al cajón fue establecida midiendo la distancia del pie delantero al cajón cuando el sujeto se ponía en posición de sentadilla en paralelo y su rótula estaba directamente sobre el dedo adelantado, lo cual fue evaluado visualmente (14-16). La técnica de la BSS involucraba la pierna dominante colocada anterior y alineada con la articulación de la cadera mientras que la pierna trasera estaba elevada a la altura de la rótula. La pierna dominante se definió operativamente como la extremidad preferida para patear una pelota (20). Durante la sentadilla, se les dijo a los participantes que mantuvieran la barra en las espaldas de las escápulas.

En la primera visita, después de las mediciones y antes del test de 1MR, todos los sujetos calentaron en un cicloergómetro durante 5 minutos a un ritmo autoseleccionado y completaron un calentamiento dinámico estandarizado. Después del calentamiento, los sujetos se familiarizaron con la técnica del ejercicio BSS utilizando una barra olímpica estándar. La BSS se practicó inicialmente sólo con el peso corporal del sujeto, antes de progresar a una barra. Durante la BSS y la BS, todos los sujetos practicaron la técnica con la barra hasta que pudieron ponerse en posición de sentadillas cómodamente a una profundidad de flexión de rodillas de 90 grados a un ritmo autoseleccionado durante 5 repeticiones mientras mantenían la técnica adecuada. Toda la técnica fue verificada por un especialista certificado en fuerza y acondicionamiento. Después de la práctica para la BSS, se realizó un test de 1MR para la BS para determinar los pesos utilizados para la sesión de recolección de datos. El protocolo del test de 1MR se realizó de acuerdo con los procedimientos establecidos por la NSCA (11). Para las pruebas de 1MR, se utilizó en un rack de seguridad y estuvo presente un observador.

La segunda visita comenzó con una réplica del calentamiento y estiramiento dinámico que se había completado durante la primera visita. Luego, los sujetos completaron 6 series de calentamientos de la BS bilateral. Las series de calentamiento incluyeron seis repeticiones al 30% y 40% de 1MR, tres repeticiones al 50%, 60% y 70% de 1MR con exactamente un período de descanso de dos minutos entre cada serie (5). Después del calentamiento de la BS, los sujetos calentaron para la BSS en ambas piernas inicialmente con sólo el peso corporal de los sujetos, antes de progresar a una barra descargada, luego a una barra con el 35% de 1MR de los sujetos durante tres repeticiones.

Para todos los levantamientos del precalentamiento, el participante quitó la barra con peso de un rack en la posición de barra alta en la parte superior de la espalda. Después de las series de precalentamiento de BS y de BSS, los sujetos fueron equipados con sensores electromagnéticos en el sacro, el muslo, la pierna y la canilla del pie de su pierna dominante autoinformada.

El orden de los levantamientos para la recolección de datos fue aleatorio. Los sujetos completaron dos series de tres

repeticiones para el primer ejercicio aleatorio antes de pasar al ejercicio siguiente. La BS se completó utilizando el 70% de 1MR, mientras que el 35% de 1MR se utilizó para la BSS. La BSS se realizó con la mitad de la carga que se usó en la BS porque los sujetos tenían menos experiencia con la BSS y un test de 1MR para la BSS era inviable. Se recordó a los sujetos que descendieran a una profundidad de aproximadamente 90 grados de flexión de rodilla. La profundidad de las sentadillas fue monitoreada cualitativamente por observación visual y cuando ocurrieron las desviaciones percibidas se proporcionó retroalimentación a los participantes. Se dio un tiempo de recuperación de cinco minutos entre cada serie de ejercicios.

Un sistema de seguimiento electromagnético de rango extendido y 9 sensores (MotionStar, Ascension Technology Corporation, Inc, Burlington, VT) con todas las configuraciones de hardware en el modo predeterminado recopiló datos cinemáticos tridimensionales (100 Hz) utilizando el paquete de software de adquisición de MotionMonitor (Innovative Sports Training, Inc, Chicago, IL). Después de las series de familiarización, se colocaron sensores en el sacro, el muslo, la canilla y el pie de la extremidad dominante autoinformada de los sujetos utilizando preenvolturas y cinta adhesiva de doble cara. Durante el armado de la prueba, los centros de las articulaciones del tobillo y la rodilla se calcularon ubicando los puntos medios entre los puntos contralaterales en cada articulación respectiva con un sensor electromagnético conectado a un lápiz calibrado personalizado. El centro de la articulación de la cadera se estableció utilizando una serie de 8 puntos a lo largo de un ciclo de circunducción para cada cadera para aproximarse al vértice del movimiento femoral (12). La altura y la masa de los participantes también se registraron para los cálculos antropométricos necesarios para ubicar el centro de masa de cada segmento (23).

Los ángulos tridimensionales de la articulación del tobillo, la rodilla y la cadera y los momentos netos de la articulación y los datos de posición tridimensional del centro de masa del segmento (pies, piernas, muslos, pelvis) se calcularon utilizando el software MotionMonitor y se exportaron como archivos de texto. Se llevaron a cabo más procedimientos de reducción de datos utilizando scripts basados en Matlab (The Mathworks, Inc, Natick, MA).

La posición instantánea del centro de la masa corporal total (TBCM) se determinó para cada ensayo utilizando el centro de masa del segmento y los datos antropométricos. El comienzo y el final de una prueba se definieron operativamente como cuando la velocidad vertical de la TBCM excedía de  $-0.02 \text{ m}\cdot\text{seg}^{-1}$  y  $0.02 \text{ m}\cdot\text{seg}^{-1}$ , respectivamente. Tanto para la cinética del tobillo como para la de la cadera, la polaridad se invirtió para que la extensión angular y los momentos extensores netos de la articulación fueran positivos, coincidiendo así con la articulación de la rodilla. Se determinaron cuatro variables dependientes en cada articulación (tobillo, rodilla, cadera) a partir de los datos cinéticos y cinemáticos: NJMI, NJW, pico de NJM y desplazamiento del pico. Los momentos netos de flexor-extensor de la articulación se normalizaron a la masa corporal, con los impulsos calculados como la magnitud integrada de la curva de momentos netos de la articulación. Para calcular el trabajo excéntrico y concéntrico, la potencia articular neta se calculó primero como el producto de la velocidad angular (en radianes) y el momento articular neto (normalizado a la masa corporal). A continuación, se calculó el trabajo excéntrico y concéntrico como la magnitud integrada de la curva de potencia conjunta neta absoluta. Los ángulos de desplazamiento máximos se expresaron en relación con la posición de calibración del pie de cada participante. Sobre la base de sus efectos potencialmente confusos en NJMI y NJW, se calcularon dos descriptores de resumen de rendimiento, el tiempo de repetición y la profundidad de la sentadilla. El tiempo de repetición se calculó como el período de tiempo entre el comienzo y el final de una repetición y la profundidad de la sentadilla se calculó como la diferencia en la posición vertical del TBCM al comienzo de una prueba hasta el desplazamiento inferior máximo que ocurre durante una prueba.

### **Análisis estadístico**

Se calculó el promedio de tres ensayos para la BSS y la BS para cada variable dependiente, NJMI, NJW, pico de NJM, desplazamiento de pico, tiempo de repetición y profundidad de la sentadilla y se utilizó para análisis estadísticos. El nivel  $\alpha$  para todos los análisis estadísticos se fijó en 0.05. Se utilizaron análisis de varianza de medidas repetidas de dos factores separados (condición del tipo de sentadilla por articulación) para la comparación estadística del NJMI, NJW, pico NJM y pico de desplazamiento. Se utilizaron comparaciones *post hoc* del efecto principal simple con los ajustes de Bonferroni cuando se identificaron interacciones significativas. Además, se calcularon los tamaños del efecto de la familia d estandarizados para todas las comparaciones *post hoc*. Se realizaron *t*-tests de muestras apareadas sobre el tiempo de repetición y la profundidad de la sentadilla.

## **RESULTADOS**

El tipo de sentadilla significativo por interacciones articulares fue revelado tanto para NJMI ( $p < 0.001$ ,  $\eta^2_p = 0.78$ ), NJW ( $p < 0.001$ ,  $\eta^2_p = 0.61$ ) como para NJM pico ( $p < 0.001$ ,  $\eta^2_p = 0.80$ ). Para ambas sentadillas, el NJMI de la cadera (Figura 1), el NJM (Figura 2) y el NJM pico (Figura 3) fueron significativamente mayores que los del tobillo ( $d = 5.50-9.40$ ) y la rodilla ( $d = 2.30-8.50$ ). Mientras que el NJMI de rodilla ( $p < 0.001$ ,  $d = 2.80$ ) y el pico de NJM ( $p < 0.001$ ,  $d = 2.10$ ) durante

la BSS fueron estadísticamente menores en comparación con el tobillo, durante la BS, el NJMI de rodilla fue estadísticamente mayor que el del tobillo ( $p < 0.001$ ,  $d = 3.00$ ). El NJW de tobillo y rodilla fueron estadísticamente similares durante la BSS ( $d = 0.30$ ), mientras que el trabajo de rodilla fue estadísticamente mayor que el de tobillo durante la BS ( $d = 3.20$ ).

La comparación entre los tipos de sentadillas dentro de cada articulación demostró resultados similares para NJMI, NJW y NJM pico. La articulación del tobillo tuvo un NJMI significativamente mayor ( $p < 0.001$ ,  $d = 2.50$ ), NJW ( $p < 0.001$ ,  $d = 2.10$ ) y NJM pico ( $p < 0.001$ ,  $d = 1.80$ ) durante la BSS, mientras que las articulaciones de la rodilla ( $p < 0.001$ ,  $d = 2.80-3.50$ ) y de la cadera ( $p < 0.001$ ,  $d = 1.70-2.00$ ) tuvieron un NJMI, NJW y NJM pico significativamente mayores durante la BS.

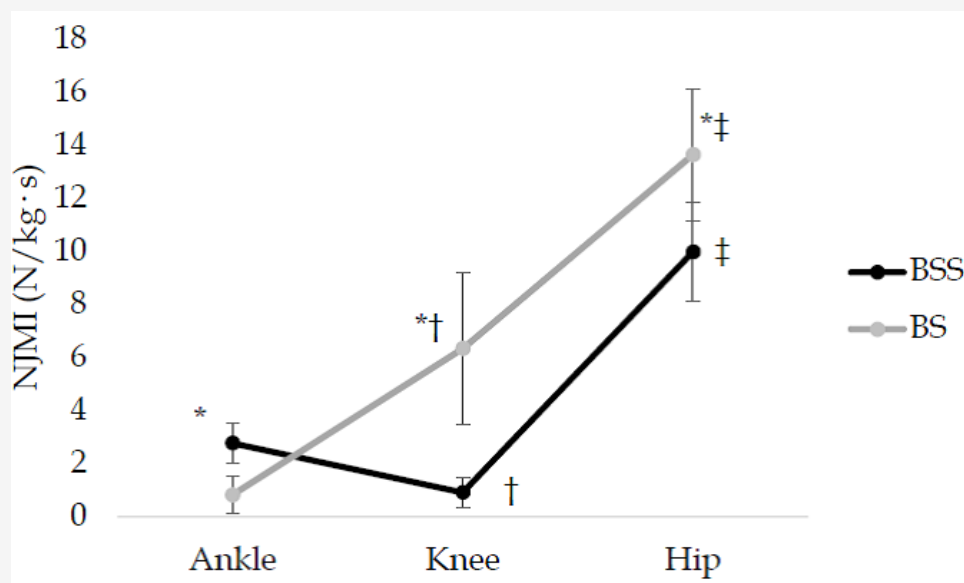
Durante la BSS, el desplazamiento del tobillo fue significativamente menor que la rodilla ( $p < 0.001$ ,  $d = 5.60$ ), que a su vez fue significativamente menor que la cadera ( $p = 0.004$ ,  $d = 0.62$ ). Por el contrario, durante la BS, el desplazamiento de cadera y rodilla fue estadísticamente idéntico ( $p = 1.0$ ,  $d = 0.01$ ), siendo el tobillo significativamente menor que ambos ( $p < 0.001$ ,  $d = 7.30-7.50$ ) (Figura 4).

La comparación entre los tipos de sentadillas dentro de cada articulación demostró un desplazamiento máximo estadísticamente igual para el tobillo ( $p = 0.151$ ,  $d = 0.14$ ) y la cadera ( $p = 0.640$ ,  $d = 0.11$ ), mientras que el desplazamiento máximo de la articulación de la rodilla fue significativamente menor para la BSS en comparación con la BS ( $p < 0.001$ ,  $d = 0.82$ ). Mientras que el tiempo de repetición fue estadísticamente similar ( $p = 0.545$ ,  $d = 0.17$ ) entre la BSS ( $2.39 \pm 0.32$  seg) y la BS ( $2.44 \pm 0.24$  seg), la profundidad de la sentadilla para la BS ( $0.264 \pm 0.042$  m) fue significativamente mayor ( $p = 0.007$ ,  $d = 0.91$ ) que la de BSS ( $0.299 \pm 0.035$  m).

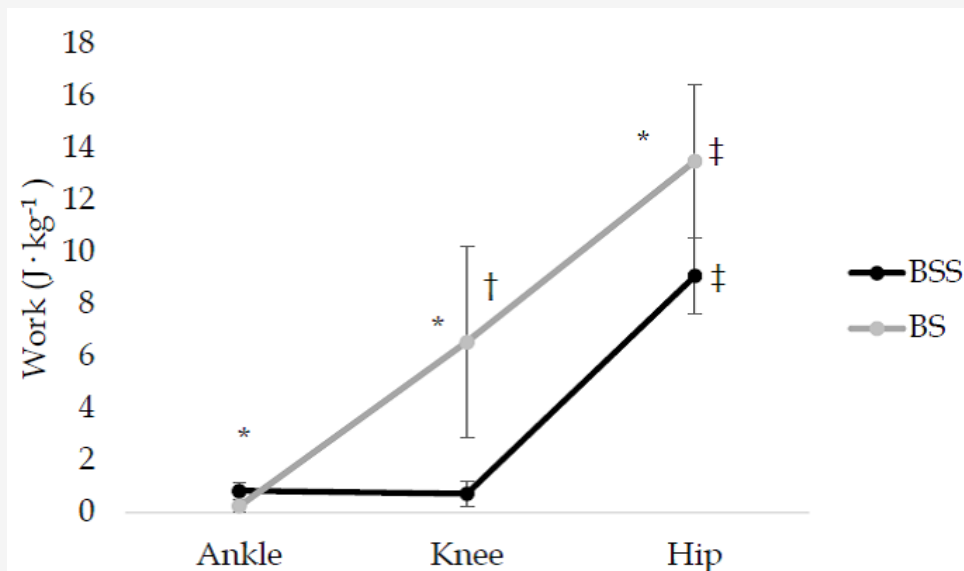
Descriptive	Mean $\pm$ SD
Age (yrs)	24.2 $\pm$ 2.5
Height (m)	1.76 $\pm$ .06
Body mass (kg)	85.3 $\pm$ 13.9
1-Rep max (kg)*	149 $\pm$ 37.8
Resistance training experience (y)	5.9 $\pm$ 2.8

Note: Participants back squat one-repetition maximum established on visit 1.

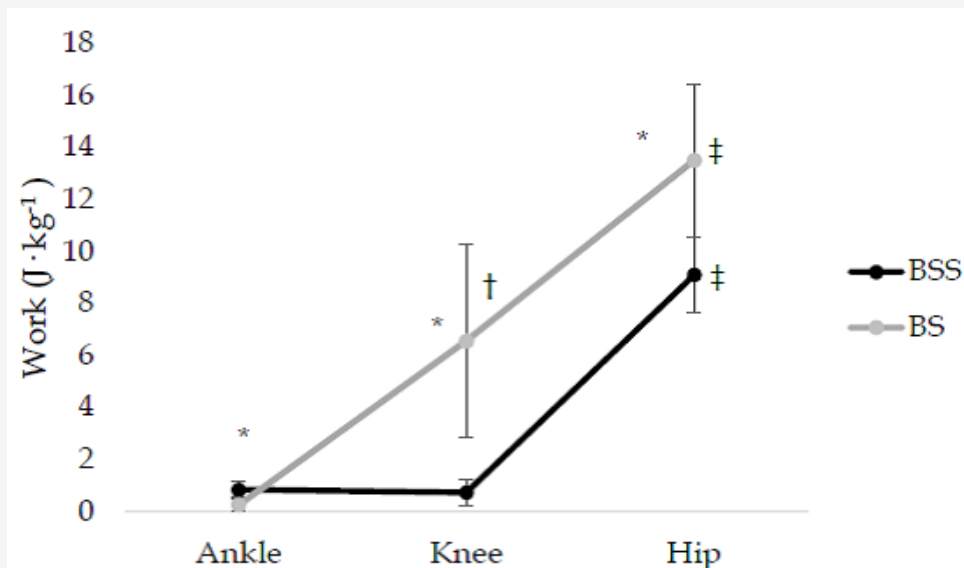
**Figura 1.** Impulso del momento articular neto durante la sentadilla trasera (línea gris) y la sentadilla split búlgara (línea negra). Las barras de error representan una desviación estándar. \* diferencia significativa entre las sentadillas dentro de la articulación; † diferencia significativa entre el tobillo y la rodilla dentro de la sentadilla; ‡ diferencia significativa entre cadera y tobillo/rodilla dentro del tipo de sentadilla.



**Figura 2.** Trabajo neto de las articulaciones durante la sentadilla trasera (línea gris) y la sentadilla split búlgara (línea negra). Las barras de error representan una desviación estándar. \* diferencia significativa entre las sentadillas dentro de la articulación; † diferencia significativa entre el tobillo y la rodilla dentro de la sentadilla; ‡ diferencia significativa entre cadera y tobillo/rodilla dentro del tipo de sentadilla.



**Figura 3.** Momentos netos máximos de las articulaciones durante la sentadilla trasera (línea gris) y la sentadilla split búlgara (línea negra). Las barras de error representan una desviación estándar. \* diferencia significativa entre las sentadillas dentro de la articulación; † diferencia significativa entre el tobillo y la rodilla dentro de la sentadilla; ‡ diferencia significativa entre cadera y tobillo/rodilla dentro del tipo de sentadilla.



**Figura 4.** Desplazamiento máximo durante la sentadilla trasera (línea gris) y la sentadilla split búlgara (línea negra). Las barras de error representan una desviación estándar. \* diferencia significativa entre sentadillas dentro de la articulación.

## DISCUSIÓN

---

El propósito principal de este estudio fue determinar las diferencias cinéticas y cinemáticas de las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera entre la BSS y la BS. Si bien los resultados demuestran que, similar a la BS, la BSS es un ejercicio de cadera-dominante, la cinética de la rodilla y un desplazamiento máximo fueron diferentes entre los dos ejercicios. Mientras que la rodilla estuvo involucrada secundariamente con la BS, durante la BSS la rodilla estaba mucho menos comprometida, en la medida en que tanto el NJMI como el pico de NJM fueron significativamente mayores para el tobillo en comparación con la rodilla. Si bien el rango de movimiento de la articulación del tobillo y la cadera fue casi idéntico para los dos ejercicios, el desplazamiento máximo de la rodilla fue menor durante la BSS. En conjunto, estos resultados sugieren que la BSS puede ser una mejor selección de ejercicio en circunstancias en las que el objetivo es enfocarse en la extensión de la cadera, particularmente de manera unilateral, mientras se minimizan las demandas de la articulación de la rodilla, como las primeras fases de la rehabilitación de la rodilla o cuando se aborda deficiencias de extensión aislada de la cadera.

El NJMI representa el NJM sostenido a lo largo del tiempo, mientras que el NJW indica el NJM sostenido a través de un rango de movimiento. Basado sobre la influencia de confusión que el tiempo de repetición y la profundidad de las sentadillas podrían ejercer sobre las medidas de resultado de la NJMI y la NJW, un propósito secundario fue comparar estas dos medidas de rendimiento resumidas. En contraste con controlar con precisión el ritmo y la profundidad de cada repetición mediante la utilización de un metrónomo o la retroalimentación en tiempo real de un sistema electromagnético, buscamos que los participantes realizaran cada ejercicio como lo harían en entornos típicos de fuerza y acondicionamiento, que a menudo incorporan efectos visuales cualitativos monitoreado por parte de un entrenador de fuerza y acondicionamiento. Si bien los participantes se auto-seleccionaron para realizar ambos ejercicios de sentadillas al mismo ritmo, demostraron una leve pero estadísticamente significativa, mayor profundidad de sentadilla durante la BS (la diferencia promedio fue de  $\sim 0.035$  m). Según los resultados del desplazamiento máximo de la articulación, la diferencia en la profundidad de la sentadilla se puede atribuir únicamente a una flexión de rodilla significativamente menor durante la BSS (la diferencia promedio fue de  $\sim 9.2^\circ$ ).

Por lo tanto, aunque los resultados del NJMI no se confunden con las diferencias en el tiempo de la repetición, la explicación potencial de la diferencia del NJW de la articulación de la rodilla entre los ejercicios de sentadilla podría ser la diferencia de desplazamiento del pico identificado de la articulación de la rodilla. A pesar de la posibilidad de explicar las diferencias del NJW de la rodilla, no creemos que la diferencia en el desplazamiento del pico de la articulación de la rodilla pueda explicar completamente las diferencias identificadas por varias razones. En primer lugar, el tamaño del efecto que comparó el NJW de la articulación de la rodilla entre los ejercicios de sentadilla fue más de tres veces mayor que el tamaño del efecto al comparar el desplazamiento máximo de la articulación de la rodilla. En segundo lugar, el patrón de diferencias significativas producido para el pico de NJM fue exactamente paralelo al NJW con tamaños de efecto comparables. Investigaciones anteriores que consideraban los efectos de la profundidad de las sentadillas sobre el NJM máximo de la rodilla demostraron que la profundidad de las sentadillas tenía un efecto significativo en el NJM máximo de la rodilla; sin embargo, en una investigación (24) no se observaron efectos significativos hasta que se alcanzó la profundidad máxima (sentadillas profundas), mientras que en una investigación posterior (2), no hubo cambios significativos en el esfuerzo muscular relativo del extensor de la rodilla (calculado a partir de NJM) hasta la flexión de la rodilla los ángulos alcanzaron un rango de profundidad entre  $105^\circ$  y  $119^\circ$ . Dado que nuestros ángulos de flexión de rodilla promedio fueron de  $96^\circ$  y  $105^\circ$  para la BSS y la BS, respectivamente, junto con la magnitud de los tamaños del efecto cinético de la articulación de la rodilla entre sentadillas, las diferencias en la flexión máxima de la rodilla no pueden explicar completamente los resultados del NJM pico y del NJW de la rodilla. Finalmente, los estudios que examinan la activación muscular durante la BS de diferentes niveles no han logrado demostrar diferencias significativas en los grupos de músculos isquiotibiales o cuádriceps entre la BS, que varían desde la profundidad de la sentadilla paralela a la completa (3, 4).

De acuerdo con la investigación cinética articular previa (10, 24), nuestros resultados de NJMI, NJW y pico de NJM confirman que la BS es un ejercicio dominante en la cadera, seguido por la rodilla y luego el tobillo. Nuestros resultados de NJMI, NJW y pico de NJM apoyan la noción de que la BSS es también un ejercicio de cadera dominante; sin embargo, a diferencia de la BS, para la BSS el tobillo contribuyó de forma secundaria seguido de la rodilla. Estos resultados son paralelos a investigaciones previas que examinaron la cinética de las articulaciones durante las estocadas y las sentadillas *split*. Riemann y colaboradores investigaron el NJMI y NJW que ocurren en las articulaciones del tobillo, la rodilla y la cadera mientras realizaban la estocada tradicional bajo diferentes cargas (20) y longitudes de paso (19) e informaron un orden similar para el NJMI y NJW como la BSS. Schütz y colaboradores, también informaron momentos de cadera más altos que momentos de rodilla durante las sentadillas *split*, con el NJM pico de rodilla y cadera aumentando con más flexión del tobillo y una longitud de paso más larga.

Nuestros resultados cinéticos en conjunto respaldan las conclusiones de la investigación EMG anterior que examinó la BSS. Los estudios de EMG que comparan la BSS y la BS también descubrieron que los músculos que actúan en la cadera contribuyeron más que los músculos que actúan en la rodilla durante la BSS. Sin embargo, los estudios no investigaron la actividad EMG que ocurre en la articulación del tobillo (5, 13, 16). Mausehund y colaboradores en 2018 informaron que la actividad EMG durante la BSS era mayor en los isquiotibiales que en el cuádriceps en comparación con la sentadilla *split* y el *step-up* con una sola pierna. En base a la coactivación alta de los isquiotibiales, concluyeron que sería prudente implementar la BSS durante las primeras fases de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA), a diferencia de los otros ejercicios de una sola pierna. Otros estudios que examinaron la EMG de los ejercicios unilaterales y bilaterales de la parte inferior del cuerpo concluyeron que la mayor actividad de los músculos isquiotibiales al cuádriceps de los ejercicios unilaterales representaba un aumento en las contribuciones de la articulación de la cadera con una disminución simultánea en la afectación de la articulación de la rodilla (5, 16). Con base en estos hallazgos, concluyeron que las demandas de la articulación de la rodilla eran menores para los ejercicios con una sola pierna en comparación con sus contrapartes bilaterales (5, 16).

Para los propósitos de este estudio, preguntamos a los sujetos que tuvieran 6 meses de experiencia actual en entrenamiento de fuerza de la parte inferior del cuerpo. Esto se definió como un mínimo de 1 vez por semana de entrenamiento de la fuerza para la parte inferior del cuerpo durante los 6 meses anteriores. Aunque los sujetos tenían experiencia con el entrenamiento de la fuerza de la parte inferior del cuerpo, incluida la experiencia con la BS, no necesariamente tenían experiencia con la BSS, por lo que necesitaban de una sesión de familiarización después del establecimiento de 1MR de la BS. Es plausible que tener menos experiencia con la BSS en comparación con la BS podría haber influido en las medidas cinemáticas y cinéticas; sin embargo, vale la pena señalar que el tiempo de repetición fue similar entre las dos sentadillas, lo que sugiere que los participantes completaron la BSS en el mismo ritmo que la BS. Además, según los informes anteriores de diferencias de género en la mecánica de las sentadillas (6, 22), sólo incluimos participantes masculinos. Debido a los efectos del hierro contenido en la barra sobre los campos electromagnéticos, no pudimos rastrear la posición del tronco. Se ha demostrado que la posición del tronco influye en la cinética de la articulación de las extremidades inferiores durante las estocadas (8). Aunque alentamos al tronco a permanecer erguido durante ambos ejercicios, es probable que la posición del tronco haya sido una sutil diferencia entre las dos sentadillas, lo que influyó en la cinética de la articulación de las extremidades inferiores. Si bien instruimos a los sujetos a realizar una sentadilla trasera con "barra en altura", finalmente no estandarizamos la posición de la barra en la espalda de los participantes, lo que podría haber influido en la posición del tronco.

Las investigaciones futuras que examinen la BSS deberían medir directamente la posición del tronco. Además, la carga que se utilizó durante la recopilación de datos para ambas sentadillas se basó en la 1MR de la BS de los participantes. Elegimos el 70% del 1MR para tres repeticiones en base a estos estudios y estimaciones relativas de la carga de entrenamiento (11). Durante la recopilación de datos, usamos la mitad del peso para la BSS que para la BS basado en investigaciones previas (5, 11). Debido a que era probable que los participantes estuvieran menos entrenados en el ejercicio de BSS y el entrenamiento de fuerza unilateral de la parte inferior del cuerpo en general, la realización de un test de 1MR para la BSS habría aumentado el riesgo de lesiones para los participantes, además de exigir la validez de la 1MR de la BSS alcanzada. Además, nuestro estudio involucró una comparación entre la BS tradicional bilateral y la BSS de una sola pierna. Las investigaciones futuras deben considerar una comparación de la cinética de las articulaciones entre la BSS y otras sentadillas con una sola pierna, como las sentadillas con una pierna y las sentadillas *split*. Por último, es importante señalar que sólo evaluamos la cinemática y la cinética articular para la extremidad dominante. Investigaciones anteriores han demostrado una asimetría significativa de las extremidades con respecto a la producción de fuerza (21) y en la cinética de las articulaciones (9) durante ejercicios como la BS. Por extensión, es probable que exista una asimetría de las extremidades durante la BSS, lo que sugiere que las investigaciones futuras comparen la cinemática y la cinética de las articulaciones entre las extremidades dominantes y las no dominantes que sirven como extremidades principales.

En conclusión, tanto la BSS como la BS son ejercicios de cadera-dominante. Mientras que la rodilla está involucrada secundariamente con la BS, la rodilla está menos involucrada con la BSS. Los médicos pueden utilizar estos resultados como justificación para utilizar la BSS en circunstancias en las que es necesario centrarse en restaurar o mejorar la extensión de la articulación de la cadera unilateralmente, en particular si existe la necesidad de evitar al mismo tiempo aumentar las contribuciones de la articulación de la rodilla secundaria a una disfunción o patología de la rodilla.

## REFERENCIAS

1. Blazeovich AJ, Gill N, Newton RU. (2002). Reliability and validity of two isometric squat tests. *J Strength Cond Res* 16(2): 298-304
2. Bryanton MA, Kennedy MD, Carey JP, Chiu LZ. (2012). Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in



squatting. *J Strength Cond Res* 26(10): 2820-2828

3. Caterisano A, Moss RF, Pellingier TK, Woodruff K, Lewis VC, Booth W, Khadra T. (2002). The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *J Strength Cond Res* 16(3): 428-432
4. Contreras B, Vigotsky AD, Schoenfeld BJ, Beardsley C, Cronin J. (2016). A comparison of gluteus maximus, biceps femoris, and vastus lateralis electromyography amplitude in the parallel, full, and front squat variations in resistance-trained females. *J Appl Biomech* 32(1): 16-22
5. De FB, Cantrell GS, Schilling BK. (2014). Muscle activity in single- vs. double-leg squats. *Int J Exerc Sci* 7(4): 302-310
6. Dwyer MK, Boudreau SN, Mattacola CG, Uhl TL, Lattermann C. (2010). Comparison of lower extremity kinematics and hip muscle activation during rehabilitation tasks between sexes. *J Athl Train* 45(2): 181-190
7. Escamilla RF. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med Sci Sports Exerc* 33(1): 127-141
8. Farrokhi S, Pollard CD, Souza RB, Chen YJ, Reischl S, Powers CM. (2008). Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *J Orthop Sports Phys Ther* 38(7): 403-409
9. Flanagan SP, Salem GJ. (2007). Bilateral differences in the net joint torques during the squat exercise. *J Strength Cond Res* 21(4): 1220-1226
10. Flanagan SP, Salem GP. (2005). The validity of summing lower extremity individual joint kinetic measures. *J Appl Biomech* 21(2): 181-188
11. Haff G, Triplett NT, National Strength & Conditioning Association (U.S.). (2016). Essentials of strength training and conditioning (4th ed. ). Champaign, IL: Human Kinetics
12. Leardini A, Cappozzo A, Catani F, Toksvig-Larsen S, Petitto A, Sforza V, Cassanelli G, Giannini S. (1999). Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *J Biomech* 32(1): 99-103
13. Mausehund L, Skard AE, Krosshaug T. (2019). Muscle activation in unilateral barbell exercises: Implications for strength training and rehabilitation. *J Strength Cond Res* 33(Suppl 1): S85-S94
14. McCurdy K, Langford GA, Cline AL, Doscher M, Hoff R. (2004). The reliability of 1- and 3-RM tests of unilateral strength in trained and untrained men and women. *J Sports Sci Med* 3(3): 190-196
15. McCurdy KW, Langford GA, Doscher MW, Wiley LP, Mallard KG. (2005). The effects of short-term unilateral and bilateral lower-body resistance training on measures of strength and power. *J Strength Cond Res* 19(1): 9-15
16. McCurdy K, O'Kelley E, Kutz M, Langford G, Ernest J, Torres M. (2010). Comparison of lower extremity EMG between the 2-leg squat and modified single-leg squat in female athletes. *J Sport Rehabil* 19(1): 57-70
17. Neto WK, Soares EG, Vieira TL, Aguiar R, Chola TA, Sampaio VL, Gama EF. (2020). Gluteus maximus activation during common strength and hypertrophy exercises: A systematic review. *J Sports Sci Med* 19(1): 195-203
18. Newton RU, Gerber A, Nimphius S, Shim JK, Doan BK, Robertson M, Pearson DR, Craig BW, Hakkinen K, Kraemer WJ. (2006). Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. *J Strength Cond Res* 20(4): 971-977
19. Riemann B, Congleton A, Ward R, Davies GJ. (2013). Biomechanical comparison of forward and lateral lunges at varying step lengths. *J Sports Med Phys Fitness* 53(2): 130-138
20. Riemann BL, Lapinski S, Smith L, Davies G. (2012). Biomechanical analysis of the anterior lunge during 4 externalload conditions. *J Athl Train* 47(4): 372-378
21. Speirs DE, Bennett MA, Finn CV, Turner AP. (2016). Unilateral vs. bilateral squat training for strength, sprints, and agility in academy rugby players. *J Strength Cond Res* 30(2): 386-392
22. Willson JD, Ireland ML, Davis I. (2006). Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Med Sci Sports Exerc* 38(5): 945-952
23. Winter DA. (2005). Biomechanics and motor control of human movement (3rd ed. ). Hoboken, NJ: John Wiley & Sons
24. Wretenberg P, Feng Y, Arborelius UP. (1996). High- and low-bar squatting techniques during weight-training. *Med Sci Sports Exerc* 28(2): 218-224

## Cita Original

Biomechanical Differences Between the Bulgarian Split-Squat and Back Squat. Ethan R. Mackey y Bryan L. Riemann. *International Journal of Exercise Science* 14(1): 533-543, 2021.