

eISSN: 2452-5812

<http://jmh.pucv.cl/>

Recibido: 22/12/2021

Aceptado: 13/04/2022

Disponible: 20/05/2022

Publicado: 01/07/2022

Artículo de revisión

Biomecánica de la articulación de rodilla durante la sentadilla: Una revisión sistemática

Biomechanics of the knee joint during a squat: A systematic review

Sánchez-Jara, B¹; Aedo-Muñoz, E^{1,2}

Correspondencia✉

Bárbara Sánchez Jara

Departamento de Educación Física, Deportes y Recreación, Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación, Santiago, Chile.

barbarasanchezjara18@gmail.com

Resumen

Objetivo: Revisar información actualizada sobre las adaptaciones cinéticas y cinemáticas que provoca la sentadilla sobre la articulación de la rodilla; incluyendo deportistas femeninos y masculinos, en un rango etario entre 18 y 45 años. **Métodos:** A partir de estudios publicados desde enero de 2010 hasta diciembre de 2020, se realizó una búsqueda en las bases de datos Pubmed, Medline, Scopus y SciELO. Las palabras claves se emplearon en tres idiomas; español, inglés y portugués; además se utilizaron términos booleanos distribuidos en distintas combinaciones: Sentadilla (AND) rodilla, knee joint (NOT) genu varum, squat (OR) knee, osteoartrite (AND) lesão. La selección, se realizó a través de los criterios establecidos por PRISMA. Para evaluar la calidad de los estudios, se aplicó la lista de verificación Downs & Black. **Resultados:** 22 publicaciones cumplieron con los criterios establecidos, luego de su análisis, surgen 3 clasificaciones biomecánicas: i) cinemática; la tibia al desplazarse genera rotación interna de cadera y valgo; ii) cinética: el momento neto máximo de flexión de rodilla se incrementa al aumentar la carga sobre el 85% de 1RM; iii) electromiografía: músculos con mayor activación: vasto lateral, vasto medial y recto femoral. **Conclusión:** El movimiento de sentadilla genera distintos patrones de movimiento como rotación interna de cadera, desplazando medialmente las rodillas, generando un valgo. Esta adaptación, predispone a la pérdida de la estabilidad en la base de apoyo y, por consecuencia, el desplazamiento del centro de gravedad.

Palabras clave: articulación de rodilla, sentadilla, biomecánica, cinemática, cinética.

Abstract:

Objective: Review updated information on kinetic and kinematic adaptations that causes squats on the knee joint, including female and male athletes, age range between 18 and 45 years. **Methods:** Systematic review, based on studies published from January-2010 to December-2020 in Pubmed, Medline, Scopus and SciELO databases. The keywords were used in 3 languages; Spanish, English and Portuguese, Boolean words were distributed in different combinations: squat (AND) knee, knee joint (NOT) genu varum, squat (OR) knee, osteoartrite (AND) lesão. Selection was made through the criteria established by PRISMA. For estimate the quality of studies, they're assessed according to Downs & Black checklist. **Results:** 22 publications met the established criteria, highlighting three biomechanical topics: i) kinematics; when tibia moves, generates an internal rotation and valgus; ii) kinetics: the maximum moment of knee flexion increases with growth over load of 85% to a 1RM; iii) electromyography: muscles with highest activation are: vastus lateralis, vastus medialis, and rectus femoris. **Conclusion:** Squat generates different movement patterns, as an internal hip rotation, moving knees medially and generates valgus. This adaptation predisposes loss of stability in the support base, and consequently, the displacement of the center of gravity.

Keywords: knee joint, squat, biomechanics, kinematics, kinetics.

Puntos destacables

- Cinemática y cinética como base del estudio biomecánico de la articulación de rodilla.
- La importancia de la estabilidad en la articulación de rodilla.
- Contribución del ejercicio de sentadilla en diferentes programas de prevención y entrenamiento deportivo.

Introducción

La rodilla es la articulación más grande del cuerpo humano. Por su característica móvil es una diartrosis, ya que ofrece una mayor capacidad y amplitud de movimiento¹. Además se clasifica como una articulación biaxial y de superficies articulares cóndilea, en la cual una superficie cóncava se desliza sobre otra convexa alrededor de dos ejes². Está constituida por dos articulaciones; articulación femorotibial, que se establece entre la meseta tibial y los cóndilos femorales; y la articulación femoropatelar tipo troclear; entre los cóndilos femorales y la patela. Ambas comparten una capsula articular y se mueven a la vez, pero son funcionalmente distintas, ya que deben conjugar dos objetivos casi excluyentes entre sí; como la estabilidad al peso que tiene que soportar y la movilidad suficiente para trasladarlo³. Asimismo, es una articulación amortiguadora de las cargas ascendentes que llegan a través del vector de reacción del suelo y, de las fuerzas descendentes originadas por el peso del cuerpo. Puede realizar movimientos en dos planos, llamándose flexo-extensión, los que se desarrollan en el plano sagital, y de rotación, los que tienen lugar en un plano transversal⁴. En flexión, posición de inestabilidad, la rodilla está expuesta al máximo a lesiones ligamentosas y meniscales, mientras que, en extensión es vulnerable a fracturas articulares y rupturas ligamentosas⁵.

En cuanto a las lesiones de rodilla, esta representa el 41% de todas las lesiones deportivas, incluyendo ruptura de ligamento cruzado anterior, desgarros, daños al cartílago articular y avulsión de ligamentos y tendones⁶. Entre los factores que determinan alguna lesión en la rodilla, descritos en la literatura se encuentran; aumento del valgo, cargas elevadas en abducción, desplazamiento medial de la rodilla y desbalances musculares⁷.

Por otra parte, la sentadilla se utiliza en fisioterapia y entrenamiento deportivo como un movimiento de cadena cinética cerrada que involucra todas las articulaciones de las extremidades inferiores, siendo uno de los elementos más importantes para desarrollar la fuerza en las piernas. Aunque el movimiento es siempre multiaxial, la sentadilla implica principalmente movimientos en el plano sagital⁷. A pesar de las variaciones de ejecución en cuanto a la técnica de sentadilla, existe un modelo estándar, básico y fundamental que subyace a la técnica biomecánica que sustentará las mejoras progresivas de los atributos físicos y reducirá la vulnerabilidad de lesiones inducidas por el entrenamiento^{8,9}. Este modelo comprende algunos aspectos que aportan seguridad y eficacia; como la posición de los pies separados al ancho de los hombros y formando un ángulo de 30°, la respiración contenida al 80% de inspiración máxima para reducir la presión de la columna, a través un aumento de la presión intra-abdominal y finalmente evitar el rebote al finalizar la fase excéntrica del ejercicio^{10,11}.

Una descripción cinemática, cinética y electromiográfica de la articulación de la rodilla en sentadilla, no solo mejorará nuestra comprensión de la biomecánica subyacente, a través del aporte de elementos precisos y objetivos, sino que también guiará la optimización de esta tarea en diferentes programas de entrenamiento deportivo y rehabilitación articular^{12,13}.

En base a los antecedentes mencionados, esta revisión tiene como finalidad, entregar información actualizada para la comprensión de las adaptaciones biomecánicas, específicamente cinéticas y cinemáticas, sobre la articulación de la rodilla en sentadilla, en deportistas tanto femeninos como masculinos, en un rango etario entre 18 y 45 años.

Métodos

Estrategia de búsqueda

A partir de estudios publicados desde enero de 2010, hasta diciembre de 2020, se realizó una búsqueda en bases de datos tales como Pubmed, Medline, Scopus y SciELO. Además, se revisaron dos buscadores adicionales (Google Académico y ResearchGate). La metodología de selección se realizó a través de los criterios establecidos según PRISMA; dividido en cuatro etapas: identificación, selección, elegibilidad y artículos incluidos¹⁴.

Las palabras clave empleadas en la búsqueda fueron utilizadas en tres idiomas: español, inglés y portugués a través de diferentes combinaciones; knee, knee joint, knee injuries, knee dislocation, squat, genu varum, genu valgum, biomechanics. Para la combinación de las palabras clave, se utilizaron palabras booleanas de reducción [AND], ampliación [OR] y exclusión [NOT]. Distribuidas en distintas combinaciones: knee (AND) injury, knee (AND) biomechanics, squat (AND) injury, knee injuries (AND) squat; squat (OR) injury, knee (OR) injury, knee joint (NOT) genu varum, knee joint (NOT) injury, knee joint (NOT) genu valgum; Knee joint (AND) genu valgum (NOT) injury, knee joint (AND) squat (NOT) injury, knee joint (AND) injury (NOT) osteoarthritis, knee joint (AND) injury (NOT) arthroplasty, biomechanics (AND) knee joint (NOT) injury.

Calidad de los estudios

Para evaluar la calidad de los estudios incluidos se aplicó la lista de verificación Downs and Black (D&B)¹⁵, la cual verifica la calidad metodológica, validez, sesgo y confusión de los estudios aleatorios y no aleatorios, con una puntuación máxima de 27 puntos. Los ítems del 1 al 10 tienen un puntaje de 0 (no) y 1 (sí) relacionado con la calidad de los informes; de los ítems 11 al 26 la puntuación va desde 0 – 1 – ND (no determinado), que abordan validez externa, validez interna, sesgo y confusión; y en el ítem 27 la puntuación se expresa de forma diferente, en una escala que va desde 0 a 5 puntos, que evalúa si los resultados negativos de un estudio podrían ser al azar y poder estadístico. Algunos de los criterios que incluye la lista de verificación D&B son: (i) hipótesis, objetivo o propósito claramente descrito; (ii) resultados principales claramente descritos en el comienzo, en introducción o en métodos; (iii) están claramente descritas las características de los pacientes; (iv) intervenciones de interés claramente descritas; (v) principales hallazgos claramente descritos; (vi) reportó los efectos adversos a consecuencia de la intervención; (vii) evaluación de los resultados cegada; (viii) medidas de resultado válidas y confiables, entre otros.

Criterios de inclusión y exclusión

En base a la metodología PRISMA¹⁴, que establece, evalúa y verifica los criterios de elegibilidad y la inclusión de los estudios, los artículos se incluyeron si cumplían con los siguientes criterios: (i) artículos de texto completo en español, en inglés o portugués, (ii) deportistas rango de edad entre 18 y 45 años; (iii) deportistas femeninos y masculinos, (iv) deportes individuales o colectivos, (v) sentadilla apoyo unipodal o bipodal, (vi) deportistas sin patologías asociadas al miembro inferior. Los artículos se excluyeron si: (i) texto completo no disponible y, (ii) estudios sobre deportistas con lesiones musculoesqueléticas en el miembro inferior. Se removieron estudios duplicados.

En primer lugar, los estudios fueron seleccionados según título y resumen, posteriormente se examinó el texto en extenso y se confirmó su inclusión en la revisión. De las publicaciones restantes, se obtuvieron 55 artículos después de remover los duplicados, de los cuales se identificaron los criterios delimitados de inclusión y exclusión. Por último, se otorga un puntaje de calidad de estudios, conforme a la lista de verificación de D&B¹⁵.

Los criterios anteriormente mencionados, son representados a continuación en la figura 1:

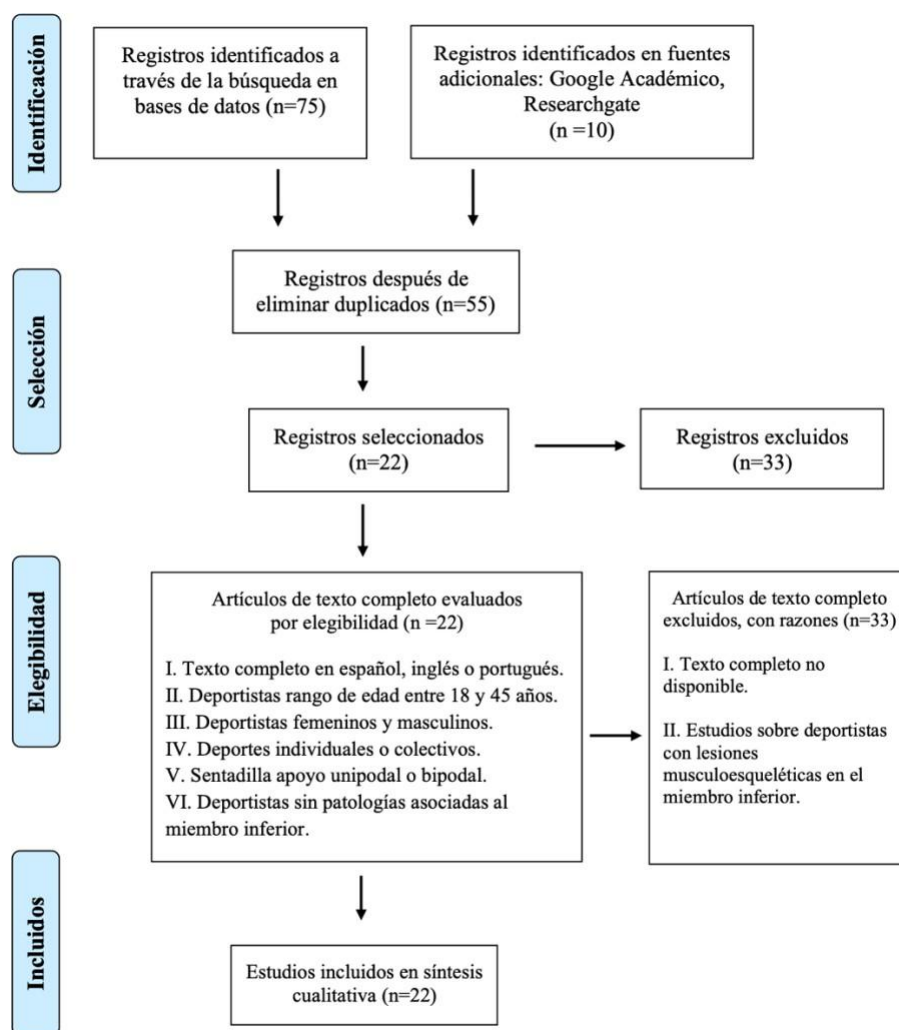


Figura 1 – Diagrama de flujo; fases de la presente revisión sistemática¹⁴.

Resultados

Como resultado de la búsqueda inicial se encontraron 85 artículos, de los cuales 75 fueron a través de las bases de datos y 10 de las fuentes adicionales; Google Académico y ResearchGate. Posteriormente, se eliminaron 30 que estaban duplicados, 20 de ellos de las bases de datos y 10 de las fuentes adicionales, obteniendo 25 artículos en Pubmed, 16 en Medline, 4 en Scopus y 10 en SciELO, con un total de 55 artículos restantes. En último lugar, se aplicaron los criterios de elegibilidad, que incorpora inclusión y exclusión, dando como resultado final 22 artículos los cuales fueron seleccionados como base de la presente revisión.

En relación a los datos estadísticos obtenidos a partir de los puntajes registrados de las 22 publicaciones, los puntajes mayor y menor adquiridos corresponden a 18 y 13 puntos respectivamente. El promedio de puntuación corresponde a 14,9 puntos y la desviación estándar corresponde a 1,36 puntos. Por tanto, al categorizar los puntajes obtenemos como calificación “excelente” entre 27-24 puntos,

calificación “buena” entre 23-19 puntos, calificación “regular” entre 22-17 y “baja” <16. Esto evidencia que la calidad de los estudios puede ser más propensa al sesgo, y por tanto alterar los resultados finales.

A continuación se presentan los puntajes totales obtenidos en los 22 estudios según la lista de verificación Downs & Black¹⁵ (Tabla 1)

Tabla 1. Resumen puntajes totales lista verificación Downs & Black¹⁵.

Autor - Año	Puntaje total
1. Ageberg et al. (2010)	16
2. Lubahn et al. (2011)	16
3. Shirey et al. (2012)	14
4. Bell et al. (2013)	15
5. Shuyang et al. (2013)	15
6. Cotter et al. (2014)	16
7. Dill et al. (2014)	17
8. Si-Hyun et al. (2015)	15
9. Yongbin et al. (2015)	13
10. Marchetti et al. (2016)	16
11. Monteiro et al. (2017)	14
12. Panero et al. (2017)	14
13. Kianifar et al. (2017)	16
14. Ahmad et al. (2018)	13
15. Lorenzetti et al. (2018)	13
16. Kitamura et al. (2019)	14
17. Monajati et al. (2019)	16
18. Knoll et al. (2019)	15
19. Bautista et al. (2020)	18
20. Nigro et al. (2020)	15
21. Zawadka et al. (2020)	12
22. Krause et al. (2020)	15

Tabla 2. Resultados de la investigación sobre la sentadilla según los artículos analizados.

Autores	Muestra	Intervención	Variables	Resultados
Ageberg et. al (2010) ¹⁶	17 mujeres 8 hombres (18 a 37 años) Deportistas recreacionales	SLS 5 veces en 3 s. Recopilación de datos 3D a 120 Hz; 8 cámaras modelo CMOS M2 (Vicon, Oxford, UK).	Flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna-externa en cadera y rodilla.	2D, el ángulo tibial (media de 89,0 y ángulo del muslo (media de 77,4) Por tanto la rodilla estaba más en valgo (media 11,6) En 3D cadera presentaba rotación interna.
Lubahn at. al (2011) ¹⁷	18 mujeres (18 a 26 años) Universitarias nivel competitivo	5 DLS, SLS. Registros EMG aplicados a músculos de la pierna dominante, glúteo medio y mayor, a 960 Hz y 8 cámaras de video (Motion Corp, CA).	Porcentaje integrado de MVIC, y ángulo peak de abducción de rodilla.	SLS tuvo el %MVIC más alto. La adición de carga aumentó el ángulo máximo de abducción de rodilla durante DLS (p=0,013), FSU (p=0,000).

Shirey et. al (2012) ¹⁸	14 mujeres (20 a 24 años) Universitarias nivel competitivo	SLS CORE y NOCORE. En 2 grupos: LOWCORE y HIGHCORE. Los ensayos se capturaron en análisis de movimiento 3D y análisis multivariados de varianza (MANOVA) en rodilla y cadera.	Activación muscular de tronco (CORE), activación muscular de cadera y de rodilla. (Varo/Valgo); durante SLS.	CORE desplazamiento de cadera T (13)=3.03 y mayor rango de flexión de rodilla. MANOVA: CORE, desplazamiento medial-lateral de cadera y NOCORE mayor flexión de rodilla en LOWCORE.
Bell et. al (2013) ¹⁹	29 mujeres 3 hombres (18 a 35 años) Universitarios nivel recreacional	5 DLS. Los datos se recopilaron a 100 Hz (Ascension Technologies, VT) ROM se evaluó utilizando un goniómetro de 30,48 cm. Se colocaron sensores sobre el vértice del sacro y punto medio de la parte lateral del muslo.	Evaluación de rodilla tridimensional (MKD) y valgo de rodilla 3D. Midió la fuerza de cadera y el rango de movimiento de la dorsiflexión de tobillo.	MKD disminuyó 20% al 50% en DLS (p=0,2) y el valgo de rodilla 3D, mejoró del 30% al 50% de la fase de sentadilla (p=0,01). El rango de movimiento de la dorsiflexión del tobillo aumentó en el grupo de intervención (p=0,009).
Shuyang et. al (2013) ¹³	9 mujeres 6 hombres (26 a 35 años) Universitarios nivel recreacional	Cada pie en una plataforma de fuerza, (Bertec, EE. UU.) realizaron DLS: (1) ambos pies apuntando hacia adelante (DLS neutral), (2) aducción de cadera y (3) abducción de cadera, 30° abducción de pies (DLS hacia afuera).	Biomecánica de la rodilla (ángulos, momentos, fuerzas tridimensionales).	DLS hacia afuera demostró desplazamiento en varo de rodilla, mientras DLS en aducción mostró un desplazamiento en valgo. Diferencias significativas en peak de rotación externa entre la DLS hacia afuera y DLS neutral (p=0,04).
Cotter et. al (2014) ²⁰	17 hombres (20 a 27 años) Universitarios nivel competitivo	IRM (50% y 85%). La profundidad de DLS se determinó a 90° de flexión de rodilla. La captura de movimiento se realizó a través de marcadores (B&L Engineering, CA) en las piernas de cada sujeto.	Momento máximo neto de flexión externa de rodilla (pEKFM).	Efectos significativos para la carga (F 1.35, 20.29 = 191.36) y profundidad (F 1.23, 18.38 = 45.69 para pEKFM. Los aumentos en la carga o la profundidad para DLS trasera aumentaron significativamente el pEKFM.
Dill et. al (2014) ²¹	20 mujeres 20 hombres (18 a 22 años) Deportistas recreacionales	DF-ROM de tobillo sin soporte de peso y (2) estocada con soporte de peso (WBL). 5 ensayos de DLS y SLS, en un sistema de movimiento (Motion Star, Corporation) 140 Hz.	Varianza unidireccional en desplazamientos de flexión, varo-valgo, rotación externa-interna de rodilla y DF de tobillo.	Mayor DF-ROM de tobillo durante el WBL mostraron mayor flexión de rodilla y desplazamiento de tobillo-DF y flexión máxima de rodilla durante las tareas DLS y SLS.
Si-Hyun et. al (2015) ²²	64 hombres 37 mujeres (21 a 26 años) Universitarios nivel competitivo	DLS profunda. Cámara digital (Samsung, Corea) Las imágenes se analizaron utilizando el software SIMI (Motion 5.0 Reality Systems, Germany), y la profundidad de la sentadilla se midió entre la cadera y el piso.	ROM, flexión de cadera, rotación interna-externa de cadera y dorsiflexión de tobillo.	En hombres; correlación negativa ROM, flexión cadera, dorsiflexión de tobillo y profundidad de sentadilla (r=-0,623 a -0,239) En mujeres, ROM, dorsiflexión se correlacionó de forma negativa con la profundidad de la sentadilla (r= -0,487 a -0,460).
Youngbin et. al (2015) ²³	8 sujetos Universitarios	5 DLS con transmisor de ultrasonido en el torso y 5 marcadores con filtro Kalman. Además, se utilizó	Desplazamiento horizontal y vertical; ángulos articulares en	Desplazamiento horizontal 1.08±6.07 mm. La desviación estándar del desplazamiento vertical fue

	nivel recreacional	un modelo inverso, que permite la determinación de los ángulos de flexión/extensión en tobillo, rodilla y cadera.	cadera, rodilla y tobillo.	de 0,75±9,65 mm. Determinó los ángulos del tobillo (-5,34°), (-0,32°) para la rodilla y (-1,42 °) para la cadera.
Marchetti et al. (2016) ²⁴	15 hombres (23 a 35 años) Deportistas competitivos	DLS a 20°, 90° y 140° de flexión de rodilla. EMG, (EMG832C, System do Brasil, São José dos Campos, Brasil) a 2000 Hz utilizando un programa diseñado para medir activación muscular en VL, VM y RF.	Activación muscular de VL, VM y RF.	Efecto principal significativo de VL (p<0.001), VM (p=0.030), RF (p=0.018) y RF (p<0.001) para la actividad muscular durante tres posiciones diferentes del ángulo de la articulación de la rodilla (20°, 90° y 140°) en DLS.
Monteiro et. al (2017) ²⁵	20 mujeres (18 a 26 años) Universitarias nivel recreacional	Auto masaje utilizando una pelota de tenis en el muslo y en superficie plantar (Trigger Point Technologies, Texas EE. UU.) Debían ejercer presión contra el implemento en 10 DLS.	Auto masaje a 30,60, 90 y 120s con presión en diferentes áreas del cuerpo (fascia plantar, dorsal ancho y lateral del muslo) en una DLS.	Puntuación mayor en DLS a 90 y 120s en comparación con los valores de línea de base 1 (p=0,004 y p<0,001) y de línea de base 2 (p=0,020 y p=0,001).
Panero et. al (2017) ²⁶	3 mujeres 2 hombres Universitarios nivel recreacional	3 DLS con el pie derecho apoyado en la placa de fuerza y el pie izquierdo en el suelo. Se utilizaron 12 cámaras Vicon MX System y Vicon Nexus Software a 200 Hz.	Cinética y cinemática de la articulación del pie.	Plano sagital, peak de dorsiflexión alcanzó 4°. El peak de dorsiflexión del tobillo resultó 16,5°. En plano transversal, oscila entre 1° de abducción y 1° de aducción.
Kianifar et. al (2017) ²⁷	7 mujeres 7 hombres (18 a 45 años) Deportistas recreacionales	SLS, se colocaron tres IMUs de Yost lumbar al nivel de la primera vértebra sacra y a 10 cm por encima de la rótula. Los datos se recopilaron a 90±10 Hz.	Unidad de medida inercial, para estimar ángulos articulares, velocidad y la aceleración en las piernas.	SLS genera menor rotación de cadera. Además de un 94,6% para diferenciar entre alto y ningún riesgo de lesión.
Ahmad et. al (2018) ²⁸	25 hombres (22 a 31 años) Universitarios nivel recreacional	24 series de DLS con 4 y 8 kg. Cada 4 series, el sujeto debía señalar su nivel de esfuerzo en la escala de Borg.	FC y NMPF	Correlación en la escala de Borg, en 4kg entre 0,71 y 0,86, y para 8kg, entre 0,85 y 0,94, además la extremidad inferior domina la sensación de fatiga.
Lorenzetti et. al (2018) ²⁹	21 mujeres 21 hombres (25 ± 6 años) Deportistas recreacionales	5 DLS, en 3 posturas: estrecha (NS); de cadera (HS) amplia (WS) a 0°, 21° y 42° de pie. Datos recopilados por dos placas de fuerza Kistler a 2000 Hz (Kistler Instrumente, Suiza).	ROM de desplazamiento de cadera, rodilla y tronco.	Anchos de postura en ejecuciones de DLS fueron para NS, 0,091±0,007 m; para HS, 0,24±0,02 m; y para WS, 0,48±0,03 m. No hubo interacción significativa (p=0,614) entre el grupo y la posición del pie.
Kitamura et. al (2019) ³⁰	10 hombres (26 ± 9 años) Deportistas recreacionales	Medición del COP utilizando un estadiómetro (Gravicorder G-6100; Japón) a 100 Hz. En NSP se adoptó la postura con el COP ubicado justo entre	Actividad muscular en NSP y un desplazamiento COP.	En 30° de flexión de rodilla, COP fue 41,8±6,0% en el NSP, pero aumentó a 75,5±8,2% al realizar FSP. Cuando cambiaron de NSP al FSP en ángulos de flexión de

		los pies y en FSP en 3 ángulos de flexión de rodilla (30°, 60° y 90°).		rodilla de 60° y 90°, el% COP aumentó de 46,0±8,3% a 79,9±4,6.
Monajati et. al (2019) ³¹	8 mujeres (21 ± 4 años) Universitarias Nivel competitivo	DLS, SLSB y DLSB, inicio y final de las fases se determinaron por el desplazamiento vertical de un marcador en el trocánter mayor con sensores EMG (DE-2.1, Delsys, EE.UU.) Sobre el BF, ST, VL y VM se amplificaron mediante un sistema Delsys Bagnoli (Delsys Inc. MA, EE. UU.).	Actividad muscular en BF, ST, VL y VM.	Mayor activación en SLSB durante la fase descendente (p=0,016, d=1,36) y ascendente (p=0,046, d=1,11). Mayor activación de BF durante la fase descendente en el SLSB. Para producir una mayor activación en el DLSB en comparación con el DLS durante la fase ascendente (p=0,096, d=0,94).
Knoll et. al (2019) ³²	17 mujeres (18 a 23 años) Universitarias Nivel recreacional	7 SLS En una plataforma de fuerza (Bertec Corp, Columbus OH) y actividad muscular para VM, VL, RF y GM mediante EMG (Delsys Inc, Trigno Wireless System, Boston, EE. UU.).	Actividad muscular en VL, VM, RF, GM y COP.	Mayor activación en SLS para: VL peak %EMG t=-4,418, p<0,001, VM media EMG% t=-3,343, p=0,004, %EMG peak GM de t=-7,464, p<0,001, EMG peak de RF de t=-2,143, p=0,048%.
Bautista et. al (2020) ³³	7 hombres (28 ± 6 años) Deportistas recreacionales	3-RM de FS u OHS al 50%, 70% y 90%. Se realizaron análisis EMG con electrodos circulares duales de superficie con 20 mm (Noraxon AZ, EE. UU.), en RA y MT.	Actividad muscular de la escapula, pierna y tronco.	Actividad mayor (p<0,05) durante la FS que la OHS tanto en el 65% como en el 95% de la 3-RM, mientras que la actividad muscular de MT fue mayor (p<0,05) durante la OHS al 80% y 95% de la 3-RM. La actividad muscular RA (t=3.327, p<.05) y MT (t=4.268, p<.05).
Nigro et. al (2020) ³⁴	25 hombres (24 ± 3 años) Universitarios nivel competitivo	DLS y peso muerto utilizando un tempo caracterizado por una fase excéntrica- concéntrica de 2 s. Prueba de salto CMJ en una colchoneta de contacto y para la fuerza máxima sobre una plataforma de fuerza (Kisler, Winterthur, Suiza, 500 Hz).	Potencia y fuerza máxima en el miembro inferior.	Se detectaron interacciones significativas entre los grupos para DLS (F=4.421; p=0.049; η ² =0.241) y peso muerto 1RM (F=6.843; p=0.017; η ² =0.255).
Zawadka et. al (2020) ⁶	40 hombres 20 mujeres (20 ± 3 años) Universitarios nivel recreacional	DLS en profundidad máxima, manteniendo 3 s. Los datos se obtuvieron con el sistema de análisis de movimiento VICON (Oxford Metrics Ltd, UK), 8 cámaras a 100 Hz y marcadores para el cálculo de los ángulos de la pelvis y la columna lumbar.	ROM plano sagital con relación al peso corporal y la profundidad de la sentadilla.	Hombres demostraron un mayor ROM en columna lumbar que las mujeres (43,74±15,31° frente a 30,08±14,44°) El análisis de cada ROM total en el plano sagital demostró que las mujeres tenían una mayor contribución del ROM de la pelvis durante la sentadilla que los hombres.

Krause et. al (2020) ³⁵	20 hombres (23 ± 7años)	SLS a 40° y 60° flexión de rodilla. Se utilizaron electrodos de superficie para recopilar datos EMG en GM, BF y RF (Delsys Inc., Boston, MA). Se procesaron con un algoritmo RMS y se normalizaron con MVIC.	Activación muscular y deslizamientos del miembro inferior.	DLS y activación de GM (F=53.118, p<0.001), BF, (F=45.942, p<0.001), RF, (F= 27.237, p<0.001).
------------------------------------	-------------------------	--	--	--

MVIC: contracción voluntaria máxima isométrica - SLS: sentadilla unipodal - DLS: sentadilla bipodal - SF: sentadilla frontal - OHS: sentadilla sobre la cabeza - NSP: sentadilla normal - SLBS: sentadilla con una pierna en un banco - DLSB: sentadilla normal en bosu - WBL: estocada con soporte de peso - FSU: step up frontal - PL: plancha - %MVIC: concentración isométrica voluntaria máxima - MKD: rodilla bidimensional - ROM: rango de movimiento - RM: repetición máxima - pEKFM: momento máximo neto de flexión externa de rodilla - DF: dorsiflexión de tobillo - IMUs: sensores inerciales - FC: frecuencia cardíaca - NMPF: frecuencia de potencia media normalizada - COP: presión del pie - FSP: desplazamiento del pie - ANOVA: análisis de varianza de medidas repetidas - HZ: hercio - EMG: electromiografía - VL: vasto lateral - VM: vasto medial - RF: recto femoral - BF: bíceps femoral - ST: semitendinoso - GM: glúteo mayor - AD: deltoides anterior - DM: deltoides medial - UT: trapecio superior - GS: gastrocnemio - SP: supraespinoso - TA: tibial anterior - MT: trapecio medial - RA: recto abdominal - EO: oblicuo externo - RMS: raíz media cuadrática - CMJ: salto de contramovimiento.

Discusión

A partir del análisis de los 22 estudios incluidos en esta revisión y una organización de ideas, se han detectado las siguientes clasificaciones; cinemática de sentadilla, cinética de la sentadilla y electromiografía de la sentadilla.

Cinemática de la sentadilla

Durante la prueba de sentadilla con una extremidad, los resultados tanto de Ageberg et al.¹⁶ como de Shirey et al.¹⁸ demuestran que la tibia y el muslo al desplazarse medialmente generan valgo de rodilla y, por tanto, una mayor rotación interna de cadera. Mientras que según Kianifar et al.²⁷ y Dill et al.²¹ al comparar resultados entre hombre y mujeres, muestran que los hombres están más expuestos a sufrir una rotación externa de cadera. En cambio, las mujeres tienden a generar un ángulo mayor del valgo de rodilla.

Por otro lado, durante la sentadilla con ambas extremidades, Kim et al.²² demostró una correlación entre los ángulos de desplazamiento en flexión-extensión de rodilla y tobillo; además Han et al.¹³ reveló que la posición de los pies generaba un valgo de rodilla. A causa de los diferentes ángulos en la articulación mediotarsiana, se provoca una rotación externa, lo cual determina la importancia de la articulación del tobillo durante la mecánica de sentadilla.²⁶ Por lo tanto, al presentarse una alteración en el ROM de las articulaciones del miembro inferior, ocasiona un rendimiento deficiente con respecto a la ejecución de la sentadilla.²⁵

En relación al ROM de tobillo limitado, los principales resultados planteados por Bell et al.¹⁹ indican que al generar un desplazamiento en la articulación de la rodilla, provoca una alteración en la alineación corporal. A lo anterior, Lorenzetti et al.²⁹, indican cómo afecta este desplazamiento precisamente en la zona lumbar y, a su vez, Zawadka et al.⁶ determina que los hombres presentaban un mayor ROM lumbar que las mujeres, afectando directamente a la profundidad de la sentadilla. Yongbin et al.²³ plantean que la movilidad tanto de cadera, como de tobillo, no solo garantiza su desempeño, sino que ayuda a prevenir lesiones en el miembro inferior. Es necesario resaltar que el estudio de Myer et al.⁷, el cual informa sobre la rotación mediolateral y un carecimiento de movilidad en la cadera. Esto demuestra un patrón de movimiento compensatorio en el aumento de la flexión del tronco, y por consecuencia, la

deformación de la sentadilla. Asimismo, hace referencia sobre dos déficits, como lo son el valgo y varo de rodilla, generado por la disminución de fuerza en la cadera y la dorsiflexión de tobillo.

No obstante, se deben tener en cuenta ciertas limitaciones, y en este caso, los estudios contemplados en su mayoría no abarcan o no hacen referencia al ROM de cadera normal o limitado, siendo este clave junto al ROM de rodilla y tobillo, no solo en la ejecución, sino que también durante el rendimiento de la sentadilla.

Cinética de la sentadilla

Los resultados establecen que el momento neto máximo de flexión de rodilla se incrementa a medida que aumenta la carga por sobre el 85% de 1RM. Tanto Cotter et al.²⁰ como Bautista et al.³³ mencionan que al tercer intento por sobre el 90% de carga de 1 RM, la sentadilla trasera logra conseguir una mayor activación en vasto lateral y bíceps femoral. Este resultado es similar en el estudio de Nigro y Bartolomei³⁴ que además plantea que 1 RM de sentadilla aplica como principal generador de fuerza-potencia en el miembro inferior. Al igual que los autores anteriormente mencionados; Yavuz y Erdag³⁶, luego de realizar un protocolo de 3 RM en 80%, 90% y 100%, y alcanzar el límite de carga, produce un cambio en el patrón de movimiento, dado por el aumento de la inclinación hacia adelante, lo que sugiere un aumento de riesgo de lesión a nivel lumbar.

Electromiografía de la sentadilla

En cuanto a la activación muscular en el miembro inferior, Marchetti et al.²⁴ evaluó tres ángulos distintos de flexión de rodilla durante una sentadilla trasera (20°, 90° y 140°) registrando la mayor activación a 90° en los músculos vasto lateral, glúteo medio y recto femoral. Por otra parte Ahmad y Kim²⁸ establecen que el primer músculo del miembro inferior en superar el nivel de fatiga fue el recto femoral, siendo más propenso a lesiones durante la ejecución de la sentadilla. En el estudio de Monajati et al.³¹ donde realizaron una sentadilla monopodal, se registro que la mayor activación electromiográfica fue del bíceps femoral, semitendinoso y vasto lateral respectivamente, como consecuencia al aumento de carga sobre la pierna de apoyo para mantener un nivel de estabilidad durante la sentadilla. Sin embargo, al considerar una flexión de rodilla en 40° y 60° se ejerce una mayor activación en glúteo mayor, glúteo medio y recto femoral³⁵. Pero al adicionar carga, Lubahn et al.¹⁷ plantean que se genera una mayor activación en glúteo mayor, provocando una alineación en el plano frontal y por lo tanto un aumento en el ángulo máximo de aducción de rodilla.

Por otro lado, durante el protocolo de sentadilla tradicional de Knoll et al.³², los músculos con mayor activación fueron vasto lateral, vasto medial y recto femoral, debido a un mayor ángulo de flexión de rodilla. Sin embargo, cuando existe un adelantamiento del centro de presión controlando la estabilidad, durante la ejecución de sentadilla, con ángulos de rodilla de 60° y 90° se genera una mayor actividad en los músculos isquiotibiales, principalmente en el semitendinoso³⁰.

Además, cuando el ángulo de flexión en la articulación de la rodilla, es de 45°, 60° y 90°, la mayor actividad muscular se registra en el recto femoral, esto explicaría que, a mayor movimiento externo, mayor es la actividad en los músculos que rodean la articulación. Finalmente, destaca como limitación de esta técnica de valoración, que la electromiografía es un método de evaluación de activación muscular, es decir de reclutamiento de unidades motoras en un tiempo determinado, por lo tanto, no mide la fuerza realizada en los movimientos de los protocolos previamente establecidos.

Proyecciones

Para futuras investigaciones, se recomienda realizar estudios que impliquen una técnica adecuada de ejecución de sentadilla, además de la profundidad con relación a la biomecánica del miembro inferior.

A lo anterior se le suma la importancia en torno a la función de estabilidad de la musculatura del tronco y sobre la contribución de este ejercicio tanto a programas de prevención como de rehabilitación de lesiones en la articulación de la rodilla.

Limitaciones

Destaca como primera limitación de esta revisión, la baja calidad de los estudios, la cual puede inducir a malas interpretaciones de los resultados y, por lo tanto, una menor validez tanto interna como externa de los experimentos detallados. Además, la imposibilidad de acceder a ciertos artículos de texto completo, restringió en cierta medida, la cantidad de estudios que formaron parte de esta revisión.

Conclusiones

El movimiento de sentadilla, la profundidad de esta y la carga, generan distintos patrones de movimiento como la mayor rotación interna de cadera, desplazando medialmente las rodillas y, a su vez, generando un valgo. Esta adaptación predispone una deficiente alineación corporal, con una pérdida de la estabilidad de la base de apoyo y, por consecuencia, un desplazamiento ineficiente del centro de gravedad.

Para realizar una sentadilla no solo se deben considerar los rangos de movimiento limitados en las articulaciones, ya que el movimiento compensatorio, se manifiesta en la cadera con una disminución de la fuerza a través de una flexión del tronco; y por consecuencia genera un valgo de rodilla, afectado por la dorsiflexión de tobillo, exponiendo así a todas las articulaciones del miembro inferior a sufrir lesiones, especialmente, roturas de ligamentosas o meniscales; así como también la carga aplicada afecta

directamente los ángulos de flexión de rodilla. A 90° de movimiento en la articulación de la rodilla se produce una activación de los músculos vasto lateral, bíceps femoral y glúteo medio, pero cuando se supera el límite de carga y el ángulo de rodilla sobrepasa los 90° (llegando a 140°) ocasionan un cambio en el patrón de movimiento en la cadena: cadera- rodilla – tobillo, fatigando los músculos y exponiéndolos a posibles lesiones musculares.

Es importante destacar que, durante una sentadilla con una sola extremidad, a 90° de flexión de rodilla se genera una mayor activación en los músculos bíceps femoral, semitendinoso y vasto lateral, por consecuencia del aumento de carga sobre la pierna de apoyo para mantener la estabilidad. Mientras que en 40° y 60° se ejerce una activación de los músculos glúteo mayor, glúteo medio y recto femoral, por efecto del aumento de carga en el ángulo de aducción de rodilla. Junto con lo anterior, es relevante mencionar que un adelantamiento del centro de presión dentro de los límites de la estabilidad, afecta directamente la activación muscular en la articulación de rodilla, ya que a 60° y 90° de flexión de rodilla, existe una mayor activación en los músculos posteriores de la pierna y un desplazamiento medio lateral de rodilla, activando de mayor manera los músculos que rodean la articulación de la rodilla. De esta forma se aumenta el nivel de estabilidad en la rodilla, disminuyendo a su vez los riesgos de lesión, lo que representan un punto de partida relevante para la mejora del rendimiento deportivo en diversos deportes como atletismo, levantamiento de pesas, voleibol, básquetbol, fútbol americano, entre otros, donde la sentadilla es uno de sus ejercicios fundamentales.

Referencias

1. Mariana D, Valenzuela T. La sentadilla : biomecánica de la rodilla Squat : knee biomechanics. EFDeportes.com, Revista Digital, 2016;214.
2. Góngora L, Rosales C, González I, Pujals V. Articulación de la rodilla y su mecánica articular. Medisan. 2003;7(2):100-109. DOI: no disponible.

3. Carrere M, Méndez A. Biomecánica de la extremidad inferior 3 . Exploración de la articulación de la rodilla. Reduca (Enfermería, Fisioter y Podol Ser Biomecánica del Miemb Infer. 2009;1(3):26-37. DOI: no disponible.
4. Moreno Cascales M, Doménech G, Fernández-Villacañes M. Anatomía y biomecánica de la articulación de la rodilla. Dep Ciencias Morfológicas 2011;1:1-10. DOI: 10.21615/cesmvz.13.3.1
5. Kapandji ai. A.i. kapandji Tomo II Miembro inferior (cadera, rodilla, tobillo, pie). 2012:162-190.
6. Zawadka M, Smolka J, Skublewska-Paszkowska M, Lukasik E, Gawda P. How are squat timing and kinematics in the sagittal plane related to squat depth? J Sport Sci Med. 2020;19(3):500-507. DOI: no disponible.
7. Myer GD, Kushner AM, Brent JL, et al. La sentadilla : una evaluación propuesta de los déficits funcionales y los factores técnicos que limitan el rendimiento. Journal NSCA Spain, ISSN 2445-2890, 6-32. DOI: no disponible.
8. García J, Vegara JM. Conocimientos y Errores Técnicos de los Usuarios de Centros Deportivos en la Ejecución de la Sentadilla y Press Banca. Kronos 2019. DOI: no disponible.
9. Parag S, Mohammed R. Injuries around the knee. Sport Med. 2010;44(Suppl I):2010. DOI: 10.1007/s40279-019-01241-3
10. Sebastian Parenti. La Rodilla Influencias anatomofuncionales en su biomecánica. <http://www.memoria.fahce.unlp.edu.ar/>
11. Reece MB, Arnold GP, Nasir S, Wang WW, Abboud R. Barbell back squat: How do resistance bands affect muscle activation and knee kinematics? BMJ Open Sport Exerc Med. 2020;6(1):1-9. DOI: 10.1136/bmjsem-2019-000610
12. Salazar L. La biomecánica en la prevención de lesiones deportivas. Expomotricidad. 2018; Recuperado <https://revistas.udea.edu.co/index.php/expomotricidad/331964>
13. Han S, Ge S, Liu H, Liu R. Alterations in three-dimensional knee kinematics and kinetics during neutral, squeeze and outward squat. J Hum Kinet. 2013;39(1):59-66. DOI: 10.2478/hukin-2013-0068
14. Urrútia G, Bonfill X. Declaración PRISMA: una propuesta para mejorar la publicación de revisiones sistemáticas y metaanálisis [PRISMA declaration: a proposal to improve the publication of systematic reviews and meta-analyses]. Med Clin (Barc). 2010 Oct 9;135(11):507-11. Spanish. DOI: 10.1016/j.medcli.2010.01.015.
15. Downs S, Black N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. J Epidemiol Community Health. 1998;52(6):377-384. DOI:10.1136/jech.52.6.377
16. Ageberg E, Bennell KL, Hunt MA. Validez y confiabilidad entre evaluadores del movimiento mediolateral de la rodilla observado durante una mini sentadilla de una sola extremidad. BioMed. 2010;0. DOI: 10.1186/1471-2474-11-265
17. Lubahn AJ, Kernozek TW, Tyson TL, Merkitch KW, Reutemann P. Hip muscle activation and knee frontal plane motion. Int J Sports Phys Ther. 2011;6(2):92-103. DOI: 10.1007/s40279-019-01241-3
18. Shirey M, Hurlbutt M, Johansen N, King GW, Wilkinson SG. The influence of core musculature engagement on hip and knee kinematics in women during a single leg squat. Int J Sports Phys Ther. 2012;7(1):1-12. DOI: no disponible.
19. Bell DR, Oates DC, Clark MA, Padua DA. Two- and 3-dimensional knee valgus are reduced after an exercise intervention in young adults with demonstrable valgus during squatting. J Athl Train. 2013;48(4):442-449. DOI:10.4085/1062-6050-48.3.16
20. Cotter J, Chandhari A, Jamison S. Knee joint kinetics in relation to commonly prescribed squat

- loads and depths. *Heal Sport Sci Exerc Biol Cell*. 2013;27(7):1765-1774. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3182773319
21. Dill KE, Begalle RL, Frank BS, Zinder SM, Padua DA. Altered knee and ankle kinematics during squatting in those with limited weight-bearing-lunge ankle-dorsiflexion range of motion. *J Athl Train*. 2014;49(6):723-732. DOI:10.4085/1062-6050-49.3.29
22. Kim SH, Kwon OY, Park KN, Jeon IC, Weon JH. Lower extremity strength and the range of motion in relation to squat depth. *J Hum Kinet*. 2015;45(1):59-69. DOI:10.1515/hukin-2015-0007
23. Yongbi. Q, Boon S, Gunawan E, Thomas R. Lower extremity joint angle tracking with wireless ultrasonic sensors during a squat exercise. *Sensors (Switzerland)*. 2015;15(5):9610-9627. DOI:10.3390/s150509610
24. Marchetti PH, Jarbas da Silva J, et al. Muscle Activation Differs between Three Different Knee Joint-Angle Positions during a Maximal Isometric Back Squat Exercise. *J Sports Med*. 2016;2016:1-6. DOI:10.1155/2016/3846123
25. Monteiro ER, Škarabot J, Vigotsky AD, Brown AF, Gomes TM, Novaes J da S. Acute Effects of Different Self-Massage Volumes on the FmsTM Overhead Deep Squat Performance. *Int J Sports Phys Ther*. 2017;12(1):94-104. DOI: no disponible.
26. Panero E, Gastaldi L, Rapp W. Two-Segment Foot Model for the Biomechanical Analysis of Squat. *J Healthc Eng*. 2017;2017. DOI:10.1155/2017/9652948
27. Kianifar R, Lee A, Raina S, Kulic D. Automated Assessment of Dynamic Knee Valgus and Risk of Knee Injury during the Single Leg Squat. *IEEE J Transl Eng Heal Med*. 2017;5(December 2016). DOI:10.1109/JTEHM.2017.2736559
28. Ahmad I, Kim JY. Assessment of whole body and local muscle fatigue using electromyography and a perceived exertion scale for squat lifting. *Int J Environ Res Public Health*. 2018;15(4):1-12. DOI:10.3390/ijerph15040784
29. Lorenzetti S, Ostermann M, Zeidler F, et al. How to squat? Effects of various stance widths, foot placement angles and level of experience on knee, hip and trunk motion and loading. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2018;10(1):1-11. DOI:10.1186/s13102-018-0103-7
30. Kitamura T, Kido A, Ishida Y, Kobayashi Y, Tsukamoto S. Muscle activity pattern with a shifted center of pressure during the squat exercise. *J Sport Sci Med*. 2019;18(2):248-252. DOI: no disponible.
31. Monajati A, Larumbe-Zabala E, Goss-Sampson M, Surface Electromyography Analysis of Three Squat Exercises. *J Hum Kinet*. 2019;67(1):73-83. DOI:10.2478/hukin-2018-0073
32. Knoll MG, Davidge M, Wrspir C, Korak JA. Comparisons of Single Leg Squat Variations on Lower Limb Muscle Activation and Center of Pressure Alterations. *Int J Exerc Sci*. 2019;12(1):950-959. DOI: no disponible.
33. Bautista D, Durke D, Cotter JA, Escobar KA. Comparación de la activación muscular entre la sentadilla frontal, sentadilla sobre la cabeza, extensión de espalda y plancha - Ciencias del Ejercicio. *Int J Exerc Sci*. 2020; 13(1): 714-722. DOI: no disponible.
34. Nigro F, Bartolomei S. A Comparison between the Squat and the Deadlift for Lower Body Strength and Power Training. *J Hum Kinet*. 2020;73(1):145-152. DOI:10.2478/hukin-2019-0139
35. Krause D, Hollman H. Análisis electromiográfico de la activación del músculo de la cadera durante un ejercicio de deslizamiento lateral de sentadilla con una sola extremidad. DOI: 10.26603/ijstpt20200755
36. Yavuz HU, Erdag D. Kinematic and Electromyographic Activity Changes during Back Squat with Submaximal and Maximal Loading. *Appl Bionics Biomech*. 2017;2017(VI). DOI:10.1155/2017/9084725

Afiliaciones

¹Departamento de Educación Física, Deportes y Recreación, Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación (UMCE), Santiago, Chile.

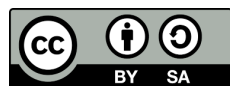
²Programa de Posdoctorado, Escola de Educação Física e Desportos, Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), Rio de Janeiro, Brasil.

Declaración de Autoría

Contribuciones de los autores: B.S.J.: Acceso total a todos los datos del estudio, análisis de datos y diseño del artículo; E.A.M.: diseño del artículo y redacción del manuscrito.

Conflicto de interés

Ninguno de los autores presenta conflicto de interés.



Derechos de autor © Los Autor(es). Este trabajo se publica bajo la Licencia Creative Commons Atribución-Compartir Igual 4.0 Internacional (CC BY-SA 4.0).
<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/>