

Análisis de electromiografía en la sentadilla libre con barra: Revisión sistemática

Electromyography analysis of the free barbell squat: A systematic review

*Víctor Hugo López-Trujillo,** Karla Dolores Bustamante-Valles, *Ramón Candia-Luján, *Raúl Josué Nájera

Longoria

*Universidad Autónoma de Chihuahua (México), **Centro de Investigación en Bioingeniería A.C. Chihuahua (México)

Resumen. Objetivo: Realizar una revisión sistemática de literatura que evalúa la activación muscular por electromiografía (EMG) en sentadilla libre con barra (SLB), así como cambios producidos por factores cinéticos y cinemáticos. Métodos: Se utilizaron los lineamientos de la declaración PRISMA y de calidad metodológica de la declaración STROBE. Se incluyeron artículos originales encontrados en bases de datos Scopus, PubMed, Scielo y Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL). Se encontraron 1889 artículos de los cuales debido a los criterios: sujetos con experiencia previa en entrenamiento resistido que midieran la ejecución de la SLB y utilización de EMG. Finalmente se utilizaron 18 artículos para el análisis. Resultados: La evidencia posiciona al cuádriceps femoral y el vasto medial como el grupo muscular y el músculo con mayor participación en la SLB. La actividad muscular en la SLB puede ser afectada por la carga de trabajo, la velocidad de ejecución, el tipo de resistencia y el rango de movimiento. Existe una tendencia a mayor compromiso muscular en la medida que aumenta la carga o la velocidad de ascenso, sin embargo, el aumento de la carga tiende a afectar de forma negativa a la velocidad. Conclusiones: Las cargas submáximas parecen generar activaciones musculares similares al 1RM, con el aliciente de menor riesgo de lesión que las cargas máximas. Mayores estudios con criterios metodológicos unificados son requeridos para identificar el punto óptimo de activación muscular en base a la carga de trabajo.

Palabras clave: Entrenamiento deportivo, fuerza muscular, ejercicio físico, biomecánica, contracción muscular, 1RM.

Abstract. Purpose: To conduct a systematic review of studies that evaluate electromyography muscle activation in the free barbell back squat (BS), and the changes produced by the effect of kinetic and kinematic factors. Methods: This study was conducted according to The PRISMA declaration and the STROBE guidelines to assess the methodological quality. Databases included were Scopus, PubMed, Scielo y Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL). A total of 1889 original articles were selected using the inclusion criteria as follows: subjects previously experienced in resistance training including EMG assesment during the execution of the BS. The final selection consisted of 18 articles. Results: The evidence suggest to the quadriceps femoris and vastus medialis as the muscle group and the muscle with the greatest participation in BS. Muscle activity in BS can be affected by load, speed of execution, resistance type, and range of motion. There is a relationship between high muscle activity and increased load or velocity in the lift back up phase, however, increased load tends to negatively affect velocity in squat performance. Conclusions: Submaximal loads seem to produce similar muscle activation to the 1RM, with the incentive of a lower risk of injury compared to the maximum loads. More studies with unified methodological criteria are required to identify the optimal muscle activation based on the load.

Key words: Sport training, muscular strength, physical exercise, biomechanics, muscle contraction, 1RM.

Introducción

La sentadilla es un ejercicio multiarticular comúnmente utilizado en el ámbito del entrenamiento físico y deportivo, la rehabilitación y la mejora de la salud en general (Del Vecchio et al., 2018; Raya González et al., 2018). Además, la sentadilla es un gesto motor con amplia similitud y transición a patrones básicos de movimiento como lo son: correr, saltar y lanzar; que usual-

mente son requeridos en diversas disciplinas físicas y deportivas (Myer et al., 2014).

En ese mismo sentido, la sentadilla libre con barra (SLB) se constituye como una variante de resistencia muscular, cuyo objetivo es vencer la resistencia de la barra y posibles pesos adicionales que en suma y como efecto crónico, puede producir mejoras en fuerza, potencia e hipertrofia (Escamilla, 2001; González-García et al., 2019; Hartmann et al., 2013). Cabe mencionar que la SLB es comúnmente implementada en pruebas de esfuerzo como herramienta de valoración de fuerza máxima para el tren inferior (Ferrer, 2007). En cuanto al entrenamiento, la SLB llega a ser implementada bajo

un amplio rango de cargas de trabajo, debido a que se sugiere puede implementarse con relativa seguridad si se lleva a cabo bajo previa familiarización, supervisión y estricto apego a los principios de entrenamiento (Schoenfeld, 2010).

Una de las herramientas más implementadas para analizar el trabajo muscular producido por efecto del ejercicio contra resistencia, ha sido la electromiografía superficial (sEMG). La cual consiste en una técnica no invasiva para la medición de la actividad eléctrica muscular producida durante el ciclo de contracción y relajación muscular de un determinado ejercicio (Florimond, 2010). En el caso de la medición de la actividad muscular con EMG durante la ejecución de la SLB, es de reconocer que produce un reclutamiento primario de músculos extensores de la rodilla (cuádriceps), pero también una alta activación de extensores de cadera (isquiotibiales y glúteo) y de otros con función estabilizadora del tronco y tren inferior (recto abdominal, erectores espinales, oblicuo y sóleo) (Rojas-Quinchavil et al., 2021).

En cuanto al tema de la medición de la EMG en la SLB, diversos estudios han analizado de qué manera la actividad muscular puede ser influenciada por efecto de variables tales como: i) modificaciones en su rango de movimiento (ROM) en donde mayores ángulos de flexión en la rodilla no necesariamente tienden a representar mayor actividad muscular cuando la 1RM es equiparada para cada variante (Contreras et al., 2016; Da Silva et al., 2017), ii) bajo distintas aperturas en la base de apoyo en donde contrario a la creencia popular, se reconoce que la anchura de apoyo de los pies no tiende a afectar la actividad muscular del cuádriceps, sin embargo, una mayor apertura puede aumentar la actividad de músculos secundarios como lo son el aductor largo y el glúteo mayor (Dave Clark et al., 2012; Paoli et al., 2009); iii) modificando el tipo de resistencia con el uso con cargas inestables o bandas elásticas, las cuales no tiende a producir cambios significativos en los músculos del tren inferior, salvo en los músculos estabilizadores del tronco (Lawrence & Carlson, 2015; Saeterbakken et al., 2016); iv) bajo el efecto de diferentes cargas de trabajo en base al %1RM, en donde se identifica que la actividad de los músculos tiende a aumentar conforme al aumento de cargas; v) en donde la velocidad de ascenso parece solo afectar a músculos primarios y secundarios del muslo sin efecto aparente en aquellos de función estabilizadora (D. Clark et al., 2016; Van den Tillaar et al., 2019); y vi) cuando se valoraron diferencias entre sexos, la SLB no supone cambios de

actividad eléctrica de músculos primarios entre hombres y mujeres, sin embargo, los hombres tienden ligeramente a una mayor actividad de músculos secundarios como los son el bíceps femoral (BF) y el gastrocnemio (Ga) (Gulick et al., 2015; Mehls et al., 2020).

Hasta donde sabemos, no existe una revisión exhaustiva de la literatura actual que determine el cómo la carga de trabajo dosificada en base al porcentaje de la 1RM y otras variables pueden condicionar el reclutamiento de los músculos primarios, así como de aquellos músculos considerados de acción secundaria y de función estabilizadora durante la ejecución de la SLB. Permitiendo determinar cómo el conocimiento y control de las variables puede facilitar un mayor estímulo muscular.

Por esta razón, la presente revisión tiene como propósito establecer criterios normativos alrededor de la SLB sobre literatura publicada y en atención a las siguientes preguntas ¿Cuál es el músculo con mayor activación durante la SLB?,

¿Cuál es la influencia del porcentaje de la 1RM sobre la actividad de EMG producida en la SLB? y ¿cómo los diferentes condicionamientos cinéticos y cinemáticos en su ejecución pueden afectar la actividad neuromuscular producida? Estos resultados pueden facilitar a una mayor comprensión del cómo la actividad muscular ocurre durante la ejecución de la SLB, sentando bases a investigadores que lleven a cabo futuros estudios de EMG en el entrenamiento resistido, así como para sus posibles aplicaciones en la práctica por parte de los especialistas en medicina, actividad física y deporte.

Método

Proceso de revisión

Los lineamientos de la declaración PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses) (Urrútia & Bonfill, 2010) fueron utilizados como guía para la realización de la presente revisión sistemática. Adicional a ésta, una vez identificados los posibles artículos, la revisión de título y resumen, así como de textos completos en base a criterios de inclusión y exclusión; se llevó a cabo la valoración de calidad metodológica de los artículos, sustentada en la declaración de la iniciativa STROBE (Strengthening the Reporting of Observational studies in Epidemiology) (Von Elm et al., 2008), diseñada para evaluar el potencial de sesgo en el estudio y para evaluar su generalización. Una vez estipulado el proceso, un diagrama de

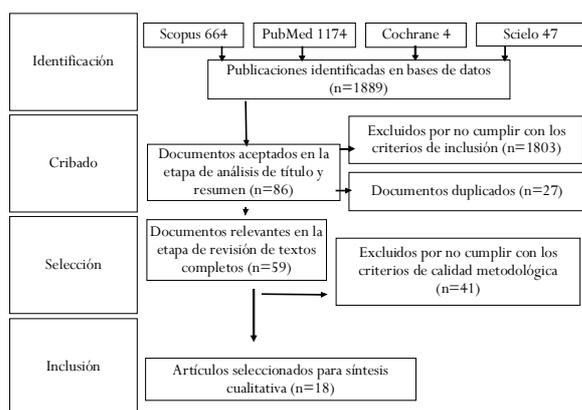


Figura 1. Diagrama de flujo de revisión sistemática

flujo (figura 1) para el seguimiento de cada una de las etapas de investigación de realizado.

Criterios de inclusión y exclusión

Los criterios de inclusión fueron los siguientes: a) sólo estudios realizados a personas con experiencia en entrenamiento resistido, sin lesiones, molestias o patologías, b) se consideraron únicamente aquellos estudios que analizaron la sentadilla libre con barra tras nuca, c) estudios que utilizaron sEMG en el análisis del movimiento, d) que indican el porcentaje de carga implementada y, e) que cuente con una medición de tipo transversal en el estudio.

Los criterios de exclusión fueron: 1) uso de equipamientos que facilitaran el movimiento, 2) ejercicios con pliometría, 3) con bases inestables, 4) no especifican el tempo y el ROM implementados, 5) midieran la actividad de sólo un grupo muscular, 6) La toma de mediciones no es clara y 7) no explica el procesamiento de la señal RAW de EMG.

Estrategia de búsqueda

Esta revisión se centra en aquellos estudios con mediciones de tipo transversales que analizaron la activación muscular producida en la ejecución de la SLB. La revisión de artículos fue realizada en las bases de datos de Scopus, PubMed, Scielo y Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL), además se llevó a cabo una búsqueda de posibles artículos en el motor de búsqueda de Google Scholar. Para ello se implementó una combinación de las siguientes palabras clave: Squat OR Squatting AND EMG OR sEMG OR kinematics OR kinetic OR biomechanics OR muscle activation OR muscle recruitment OR electromyography OR electromyographic. La consulta de base de datos terminó en abril del 2020, sólo artículos originales que incluyeran textos completos fueron contemplados, la fecha

de publicación no fue motivo de elegibilidad.

Selección de literatura

El proceso de selección inició por medio de la revisión de título y resumen de los posibles artículos por medio de uno de los autores (VL), aquellos artículos que cumplieron con los criterios de inclusión fueron ordenados en una matriz de análisis y filtrado (elaborada de forma particular para este estudio), para después eliminar aquellos posibles duplicados.

Posteriormente se llevó a cabo el proceso de exploración de los textos completos con el apoyo y verificación de otros dos autores (JN y KB); contemplando la revisión de criterios de exclusión y una revisión de calidad metodológica en base a lista de verificación de los 22 puntos esenciales en la publicación de estudios observacionales de la declaración STROBE (Von Elm et al., 2008). Revisando en base a ella seis puntos como criterios de exclusión, incluyendo la valoración del fundamento científico, los objetivos de la investigación, el diseño de estudio, la selección de los participantes, y finalmente la definición y adquisición de sus variables (puntos 2, 3, 4, 6, 7 y 11 de STROBE). El resto de los puntos de la lista de STROBE sólo fueron implementados como apoyo de valor informativo.

Estudios que incurrieron en los criterios de exclusión o que no cumplieron con al menos cinco de los puntos de la revisión de calidad metodológica de la declaración de STROBE, fueron excluidos.

Resultados

Resultado de búsqueda

La búsqueda resultó en una revisión de 1889 artículos. Después del cribado realizado en la lectura de título y resumen, se eliminaron 1803 artículos por no cumplir con los criterios de inclusión, resultaron 59 manuscritos relevantes de los cuales 27 fueron eliminados por duplicado. De estos estudios, 41 fueron excluidos por no cumplir con la etapa de revisión de textos completos y los criterios de calidad metodológica. Finalmente, 18 artículos fueron incluidos dentro de la presente revisión.

Algunos estudios fueron excluidos debido a que su procedimiento: no incluía el análisis de la sentadilla en su versión con barra libre tras nuca, como es el caso de variantes de sentadilla isométrica, pliométrica, unilaterales, sin carga externa, sin base de apoyo fija, con máquinas, o implementara accesorios que pudiesen facilitar el movimiento (cintos, fajas, vendas), también aque-

Tabla 1.

Características generales de los artículos incluidos

Referencia	Participantes(n), género, edad, especificidad	Variante de sentadilla	Variantes (carga, ROM, tiempo)	Músculos analizados	Metodología de reporte de EMG	Resultados más relevantes para la revisión
Delgado et al., 2019	8, hombres, 25.0 ± 3.3, 1 año en ER / 1RM min de 150% PC	Barra Alta (HB) SLB	100%1RM, DP, NE	VL, RF, GM	%MVIC, 1RM	Mayor actividad del VL durante la 1RM comparado con su MVIC. La SLB presenta alta activación de flexores y extensores de rodilla.
Evans et al., 2019	31, 16 hombres / 15 mujeres, 23.1 ± 2.4, 3 niveles de ER.	HB SLB	5RM, LP, NE	VL, VM, RF, GM	%MVIC, 5RM	No hubo diferencias significativas de activación muscular entre hombres y mujeres, así como entre los tres niveles de ER.
Van den Tillaar et al., 2019	13, hombres, 24.2 ± 2.0, 6.3 ± 3.2, años en ER, / 1RM min 150% PC, / No competidores de Powerlifting o Halterofilia.	SLB	30/40/50/60/70/80/90/100% 1RM, 80° FR, libre pero controlada	VL, VM, RF, BF, ST, GM	Mean RMS (mV), 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 100% 1RM	El incremento de carga aumenta la activación muscular (no lineal), disminuye la velocidad de la barra, la duración de la fase CON incrementa y la velocidad pico ocurre de forma tardía. Una actividad muscular similar es observada entre el 40 y 60% de la 1RM y entre el 70 y 90% de la 1RM.
Korak et al., 2018	13, mujeres, 22.8 ± 3.1, 1 año en ER	HB SLB	75%1RM, LP, 2/0/1/2	VL, VM, RF, BF, GM	%1RM, 75% 1RM	En algunos de los músculos evaluados, la SLB produjo mayor actividad muscular en el 75% de la 1RM a comparación de la 1RM.
Da Silva et al., 2017	12, hombres, 26 ± 5, 2 años en SLB	HB SLB	EP (90° FR) / DP (140° FR), Cadencia libre	VL, VM, RF, BF, ST, GM, EE, SL	%MVIC, 10RM	La activación muscular del GM, BF y SL fue significativamente mayor en la SPAR comparado a la SDP. La actividad muscular de los músculos extensores de la rodilla no fue afectada por la profundidad de la sentadilla.
Yavuz & Erdag, 2017	14, hombres, 21.6 ± 2.3, 3.2 ± 0.6 años en ER / 1RM de del 150.4% ± 32.5 PC.	SLB	80/90/100%1RM, min, 90° FR, 1.5 EXC/1.5 CON	VL, VM, RF, BF, ST, GM, EE	%MVIC, 80,90, 100%1RM	Solo el EMG del VM y GM presentaron diferencias significativas entre el 80 y 90% de la 1RM, ningún músculo observado presenta diferencias significativas entre el 90 y el 100% de la 1RM. la prueba del 100%1RM aumenta la inclinación del tronco en el descenso.
Andersen et al., 2016	19, mujeres, 22 ± 1.8, 4.1 ± 2.2 años en ER y SLB / no competidores de Powerlifting o Halterofilia.	SLB (PL, PL+2BR, PL+4BR)	6RM, LP, Libre pero controlada	VL, VM, RF, BF	Mean RMS (mV), 6RM	Se produjo una activación de un 12% mayor en BF entre la SLB+4BR y la SLB, no hubo diferencias entre ninguno de los otros músculos evaluados.
Mina et al., 2016	16, hombres, 26 ± 7.8, min 3 años en ER.	SLB (CCad, Calent PL)	100%1RM, 90° FR, NE	VL, VM, RF, ST	Mean %MVIC, 100%1RM	Seguido del calentamiento en condición CCad se produjo un incremento significativo en el EMG del QF y un aumento del 10% de la media del 1RM comparado con la versión solo SLB.
Clark et al., 2016	10, hombres, 26.6 ± 8.4, min 1 años en SLB.	SLB	65/75/85/95% Smax, LP, min. 2 EXC, Rápida pero controlada CON	VL, LEE, SEE, RA, OE	%65SMmax, 65, 75, 85, 95% SMmax	El sEMG de la mayoría de los músculos del tronco (EO, LES, SES) fue significativamente incrementado en respuesta a mayores cargas. La fase de ascenso representa mayor demanda de estabilizadores posteriores y el descenso de estabilizadores anteriores. La velocidad de ejecución fue declinando significativamente conforme al aumento de carga.
Saeterbakken et al., 2016	20, mujeres, 23.3 ± 2.6, 4.6 ± 2.1 años en ER, no competidores de Powerlifting o Halterofilia.	SLB (PL, PL+RV)	6RM, 80° FR, Libre pero controlada	VL, VM, BF	RMS (mV), 6RM	No hubo diferencias significativas entre variantes en la activación muscular. La RV denota mayor velocidad de movimiento en la región pre-tensión y mayor resistencia en las fases de tensión y post-tensión.
Contreras et al., 2016	13, mujeres, 28.9 ± 5.1, 7.0 ± 5.8 años en ER	HB SLB	10RM, Par/DP, TEMPO no predeterminado	VL, BF, GMS, GMI	Mean %MVIC, 10RM	No hubo diferencias significativas entre el EMG de la SPAR y la SDP. La SPAR presentó mayor carga levantada que la SPAR.
Gulick et al., 2015	13, 9 hombres / 4 mujeres, actualmente en ER / atletas competentes en la SLB	SLB (libre HB o LB)	8RM, Par (90°), Lento y controlado	VL, VM, RF, BF, ABD, ADD,	Mean RMS (mV), 8RM	El grupo de hombres presentó una activación significativamente mayor del Ga en comparación con el de mujeres.
Yavuz et al., 2015	12, males, 21.2 ± 1.9, experimentados en SLB	SLB	100%1RM, 90° FR, NE	VL, VM, RF, BF, ST, GM, ES	Mean %MVIC, 1RM	El VM y el VL presentaron una mayor activación muscular que el RF.
Gomes et al., 2015	10, hombres, 24 ± 4, 3 ± 1 años en ER	SLB	60/90%1RM, Par (90° FR), Cadencia libre	VL, GM	iEMG %MVIC, 60, 90% 1RM	Hubo un aumento significativo del %MVIC del VL y el GM entre el 60 y el 90% de la 1RM.
Lawrence & Carlson, 2015	15, hombres, 24.2 ± 3.4, 8.1 ± 4.3 años en ER	SLB (Norm, CI)	60%1RM, Par, 1 EXC/ 1CON	VL, VM, RF, BF, SL, ES, RA, EO	IMA Mean RMS (mV), 60% 1RM	La CI produjo significativamente una mayor iEMG en el RA, SL y el EO, pero no en los músculos del muslo.
Mina et al., 2014	16, hombres, 26 ± 7.8, min 3 años en ER.	SLB (Calent RV, Calent PL)	100%1RM, min 90° FR, NE	VL, VM, RF, ST	Mean %MVIC, 100%1RM	No hubo diferencia de EMG entre ambas condiciones. El calentamiento VR produjo de forma significativa un mayor ángulo de flexión de rodilla, una mayor 1RM y menor velocidad de movimiento comparado con la versión de solo SLB.
Joseph et al., 2020	10, 9 hombres / 1 mujer, 29.3 ± 4.9, min. 6 meses exp en SLB.	SLB	100%PC, Par, 2EXC / 2CON	VL, VM, RF, BF, GM, GMe, ADD, Ga, TA, EE, RA, OE	Mean %MVIC, 100%PC	La activación de todos los músculos evaluados (exceptuando el Ga) superan al su 100MVIC durante la ejecución de la 1RM en SLB
Mehls et al., 2020	28, 14 hombres, 23.71 ± 3.02 / 14 mujeres, 20.64 ± 1.45, 1 año en ER y 3 meses reciente en SLB.	SLB	85%1RM, Par, 2EXC / 1CON	VL, VM, RF, GM, ST, BF	Mean %MVIC, 85%1RM	No hubo diferencias significativas de actividad muscular entre grupos, exceptuando un mayor %MVIC de BF en la fase excéntrica comparando hombres con mujeres

ER= entrenamiento resistido; PC= peso corporal; Par= paralela con el piso; EP= encima de la paralela; DP= debajo de la paralela; FR= flexión de rodilla; NE= no especificado; VL= vasto lateral; RF= recto femoral; GM= glúteo mayor; VM= vasto medial; BF= bíceps femoral; ST= semitendinoso; OE= oblicuo externo; RA= recto abdominal; GMe= glúteo medio; ABD= abductores; ADD= aductores; Ga= gastrocnemio; TA= tibial anterior; ST= semitendinoso; EE= erectores espinales; LEE= erectores espinales de región lumbar; SEE= erectores espinales del sacro; CON= concéntrica; EXC= excéntrica; BR= bandas de resistencia; RV= resistencia variable; CI= Cargas inestables; PL= Peso libre; CCad= Calentamiento con cadenas.

llos en los que su metodología no precisaban la carga de trabajo implementada, no se especificara el procesamiento de la señal bruta de EMG, la cual es comúnmente filtrada, rectificadas y/o normalizadas; y también en casos que evaluaran a sujetos con problemas osteomusculares, en procesos de rehabilitación o no fuese especificado si se trataba de una persona sana y sin molestias durante la prueba.

Estudios que incluyeran comparaciones entre la SLB y otras variantes fueron aceptados, sin embargo, para el análisis de la presente revisión, sólo se tomaron en cuenta aquellos datos referentes a la valoración de la SLB, así como sus posibles variantes de tipo cinético y cinemático.

Todos los artículos aceptados analizaron sujetos sa-

nos con experiencia en entrenamiento resistido, 10 de éstos fueron realizados con sujetos hombres, cuatro con mujeres y cuatro con grupos mixtos; en ninguno de los casos se evaluó a competidores de Powerlifting o Halterofilia. De los grupos mixtos, un caso presenta una muestra muy reducida de mujeres como para obtener parámetros de comparación entre géneros (Joseph et al., 2020), del resto, un caso no identificó diferencias significativas de reclutamiento muscular entre grupos (Evans et al., 2019) y dos estudios encontraron una mayor actividad del Ga (Gulick et al., 2015) y del BF (Mehls et al., 2020) en hombres cuando se comparan con mujeres.

Datos generales y resultados más relevantes pue-

Tabla 2.

Datos de artículos que presentan cifras normalizado de EMG al %MVIC o %MVC

Referencia	Variante	Vasto lateral	Vasto medial	Recto femoral	Bíceps femoral	Semitendinoso	Glúteo mayor	Erectores espinales	
Evans et al., 2019	HB SLB	1.424 mean %MVIC	1.586 mean %MVIC	2.452 mean %MVIC			.862 mean %MVIC		
Yavuz & Erdag, 2017	SLB	53.6 ± 24.2, 63.2 ± 37.8, 67.7 ± 54.7 mean %MVIC	56.9 ± 37.1, 67.4 ± 43.5, 73.6 ± 58.6 mean %MVIC	36.1 ± 13.8, 49.4 ± 34.3, 52.3 ± 36.9 mean %MVIC	23.5 ± 23.1, 27.7 ± 25.3, 30.4 ± 17.5 mean %MVIC	21.5 ± 11.2, 22.7 ± 15.7, 28.2 ± 18.4 mean %MVIC	27.8 ± 15.8, 34.1 ± 19.3, ± 23 mean %MVIC	40.8 ± 17.8, 38.751.5 ± 25.1, 53.8 ± 26.9 mean %MVIC	
Mina et al., 2016	SLB (Calent CCad, Calent PL)	Reportado como CF: 63.0 ± 3.9 EXC, 78.6 ± 3.5 CON mean %MVC en Calent CCad / 48.2 ± 2.7 EXC, 70.5 ± 6.3 CON mean %MVC en Calent PL			NA		52.9 ± 6.4 EXC, 76.0 ± 11.2 CON mean %MVC en Calent CCad / 54.0 ± 17.0 EXC, 75.7 ± 18.0 CON mean %MVC en Calent PL	NA	NA
Contreras et al., 2016	HB SLB	110.35 ± 47.24 mean %MVIC en SPAR / 123.82 ± 67.42 mean %MVIC en SDP	NA	NA	14.92 ± 6.64 mean %MVIC en SPAR / 14.39 ± 6.41 mean %MVIC en SDP	NA	29.35 ± 16.45 mean %MVIC en SPAR / 29.58 ± 16.26 mean %MVIC en SDP, ambos en GMS; 45.29 ± 23.54 mean %MVIC en SPAR / 42.24 ± 21.51 mean %MVIC en SDP ambos en GMI	NA	
Yavuz et al., 2015	SLB	47.0 ± 15.1 mean %MVIC	48.8 ± 13.9 mean %MVIC	36.7 ± 12.4 mean %MVIC	26.2 ± 16.1 mean %MVIC	21.5 ± 11.7 mean %MVIC	37.1 ± 23.5 mean %MVIC	43.2 ± 15.6 mean %MVIC	
Mina et al., 2014	SLB (Calent RV, Calent PL)	Reportado como CF: 58.7 ± 2.4 EXC, 69.4 ± 4.7 CON mean %MVC en Calent RV / 50.8 ± 2.4 EXC, 69.7 ± 4.8 CON mean %MVC en Calent PL			NA		51.1 ± 7.9 EXC, 81.3 ± 13.8 CON mean %MVC en Calent RV / 41.6 ± 5.0 EXC, 64.0 ± 8.4 CON mean %MVC en Calent PL	NA	NA
Joseph et al., 2020	SLB	1.74 ± 0.79 Mean %MVIC	2.17 ± 1.82 Mean %MVIC	2.05 ± 1.16 Mean %MVIC	2.10 ± 1.42 Mean %MVIC		1.05 ± 0.52 Mean %MVIC	1.30 ± 0.64 Mean %MVIC	
Mehls et al., 2020	SLB	0.65 ± 0.38 EXC, 0.83 ± 0.51 CON mean %MVIC en Hombres S1 / 0.85 ± 0.64 EXC, 0.96 ± 0.59 CON mean %MVIC en Mujeres S1	2.91 ± 1.87 EXC, 3.72 ± 2.40 CON mean %MVIC en Hombres S1 / 2.70 ± 2.04 EXC, 3.22 ± 2.12 CON mean %MVIC en Mujeres S1	2.18 ± 2.80 EXC, 2.60 ± 3.73 CON mean %MVIC en Hombres S1 / 2.06 ± 1.21 EXC, 2.34 ± 1.68 CON mean %MVIC en Mujeres S1	1.42 ± 1.00 EXC, 1.82 ± 1.35 CON mean %MVIC en Hombres S1 / 0.57 ± 0.91 EXC, 1.15 ± 2.02 CON mean %MVIC en Mujeres S1	0.23 ± 0.10 EXC, 0.35 ± 0.15 CON mean %MVIC en Hombres S1 / 0.22 ± 0.13 EXC, 0.49 ± 0.31 CON mean %MVIC en Mujeres S1	0.41 ± 0.28 EXC, 0.96 ± 0.62 CON mean %MVIC en Hombres S1 / 0.64 ± 0.62 EXC, 1.21 ± 0.96 CON mean %MVIC en Mujeres S1	NA	

CCad= Calentamiento con Cadenas; PL= Peso libre; RV= Resistencia variable; NA= No aplica; SPAR= Sentadilla a la Paralela; SDP= Sentadilla debajo de la paralela; CON= concéntrica; EXC= excéntrica; CF= Cuádriceps femoral; GMS= Glúteo mayor superior; GMI= Glúteo medio inferior

Tabla 3.

Datos de artículos que presentan cifras de EMG expresadas en RMS (mV)

Referencia	Variante	Vasto lateral	Vasto medial	Recto femoral	Bíceps femoral	Glúteo mayor
Andersen et al., 2016	SLB (PL+2BR, PL+4BR)	0.331 ± 0.084 RMS (mV) en PL+2BR, 0.344 ± 0.097 RMS (mV) en PL+4BR	0.474 ± 0.192 RMS (mV) en PL, 0.197 RMS (mV) en PL+2BR, 0.200 RMS (mV) en PL+4BR	0.489.285 ± 0.130 RMS (mV) en PL, 0.489.130 RMS (mV) en PL+2BR, 0.132 RMS (mV) en PL+4BR	0.294 ± 0.166 ± 0.166 RMS (mV) en PL+2BR, 0.295 ± 0.182 RMS (mV) en PL+4BR	0.162 ± 0.186 RMS (mV) en PL, 0.166 ± 0.166 RMS (mV) en PL+2BR, 0.182 ± 0.182 RMS (mV) en PL+4BR
Gulick et al., 2015	SLB (libre HB o LB)	Reportado como CF: 697 ± 199 mean RMS (mV) en Hombres / 646 ± 146 mean RMS (mV) en Mujeres			186 ± 129 mean RMS (mV) en Hombres / 148 ± 36 mean RMS (mV) en Mujeres	328 ± 185 mean RMS (mV) en Hombres / 271 ± 295 mean RMS (mV) en Mujeres
Lawrence & Carlson, 2015	SLB (Norm CI)	185.5 ± 80.9 EXC, 249.1 ± 88.1381.1 ± 92.0 EXC, 571 ± 213.6 CON IMA mean RMS (mV.s) en NORM / 185.7 ± 85.8 EXC, 273.1 / 383.2 ± 144.5 EXC, 626 ± 293.6 ± 113.8 CON IMA mean RMS (mV.s) en CI	179.7 ± 95.2 EXC, 207.3 ± 126.9 CON IMA mean RMS (mV.s) en NORM / 203.7 ± 167.1 EXC, 240 ± 168.2 CON IMA mean RMS (mV.s) en CI	179.7 ± 95.2 EXC, 207.3 ± 126.9 CON IMA mean RMS (mV.s) en NORM / 203.7 ± 167.1 EXC, 240 ± 168.2 CON IMA mean RMS (mV.s) en CI	8.2 ± 6.3 EXC, 12.9 ± 10.1 CON IMA mean RMS (mV.s) en NORM / 7.6 ± 4.9 EXC, 12.4 ± NA 9.9 CON IMA mean RMS (mV.s) en CI	

PL= Peso libre; BR= Bandas de resistencia; CF= Cuádriceps femoral; CON= Concéntrica; EXC= Excéntrica; NORM= Condiciones normales; CI= Cargas inestables

den ser identificados en la tabla 1, mientras que los datos de estudios que presentan cifras normalizadas de EMG al %MVC o %MVIC pueden ser encontradas en la tabla 2, y aquellos con cifras en RMS (mV) pueden ser encontradas en la tabla 3. De todos éstos, podemos identificar diferentes criterios de normalización de las señales de EMG, en donde nueve de ellos presentan mediciones normalizadas a un porcentaje de contracción máxima voluntaria de tipo isométrica (%MVIC); dos de ellos representados por un porcentaje de contracción máxima voluntaria (%MVC); dos de ellos en base a un porcentaje activación de la 1RM (%1RM); y cinco artículos expresados en valores de RMS en microvoltios (mV).

Participación muscular

En cuanto a la participación muscular, siete de los

estudios reportan las cifras numéricas de EMG en porcentajes de MVC o MVIC, las cuales identifican a la región del cuádriceps femoral (QF) como aquella con mayor actividad muscular en la SLB (Contreras et al., 2016b; Mina et al., 2014, 2016), y específicamente el VM como el músculo con mayor porcentaje de activación con respecto a su propio %MVC (Joseph et al., 2020; Mehls et al., 2020; Hasan U. Yavuz & Erdag, 2017; Hasan Ulas Yavuz et al., 2015). Ocurrendo de forma similar en casos de cifras procesadas de EMG al RMS en mV, en donde el VM mantiene la misma predominancia (Andersen et al., 2016; Lawrence & Carlson, 2015).

Referente a la participación secundaria, estudios que presentan cifras normalizadas al %MVIC de músculos extensores de cadera multiarticulares (bíceps femoral y semitendinoso) y monoarticulares por igual (glúteo mayor), identifican una mayor actividad del glúteo ma-

yor (GM) por encima de los isquiotibiales (Contreras et al., 2016; H. Yavuz & Erdag, 2017; Hasan Ulas Yavuz et al., 2015), exceptuando un estudio en donde se reconoce una mayor actividad BF por encima del GM (Joseph et al., 2020). En otro caso, también se reconoce el mismo comportamiento en la medición de hombres, sin embargo, se presenta mayor actividad del GM por encima de BF y ST cuando se evalúa a mujeres (Mehls et al., 2020).

Por otra parte, cuando se evalúa la participación de músculos estabilizadores del tronco, se identifica una alta participación de los EE y RE, inclusive aún mayor que la musculatura del GM, esto cuando se lleva a cabo una SLB al 100% de la 1RM (Joseph et al., 2020).

Efecto de la carga de trabajo

Distintas cargas de trabajo fueron implementadas para el análisis de EMG de cada uno de los artículos, de éstos, al menos cinco de ellos incluyen análisis comparativos entre diferentes cargas en base al %1RM, de los cuales aquellos que llevaron a cabo una fase concéntrica controlada por metrónomo, identificaron que en algunos casos el aumento de la carga no tiende a producir un incremento en la actividad músculos primarios, de forma específica, el 100% de la 1RM no representa diferencias significativas cuando se compara con porcentajes menores de trabajo (75-90%1RM) (Korak et al., 2018; H. Yavuz & Erdag, 2017).

Para aquellos casos en donde se solicitó a los sujetos realizar una fase de subida con la mayor velocidad de ejecución posible, el aumento del %1RM tiende a producir un aumento no lineal, con etapas de mesetas, en la actividad de músculos primarios y secundarios, identificando que las cargas realizadas al 100% de la 1RM o cercanas a ésta, pueden representar en algunos casos, una mayor activación de los músculos del cuádriceps, isquiotibiales y glúteo; reconociendo que la velocidad de subida resultante, va en descenso de forma significativa conforme al aumento de la carga de trabajo (Van den Tillaar et al., 2019). En cuanto a la valoración de músculos estabilizadores, la activación de los músculos del tronco tiende a aumentar de forma más significativa y progresiva conforme al aumento de la carga de trabajo, a comparación de los músculos primarios (D. Clark et al., 2016).

Efecto del rango de movimiento

Referente al ángulo de flexión de la rodilla en la SLB, se contemplan tres niveles de medición tomando como referencia el fémur con el piso, de manera que

cuando el trocánter pasa la línea con la unión tibio-femoral, se considera que el fémur alcanza i) por debajo de la paralela (SDP); ii) el segundo caso se encuentra en la paralela (SPar) con el piso y es cuando el fémur se posiciona en la misma dirección del piso y iii) encima de la paralela (SEP) es cuando el fémur no alcanza la paralela con el piso. Dos estudios que comparan un rango limitado (SEP y SPar) con un rango completo (SDP), identifican mayor actividad muscular del GM, BF y SL cuando se compara sentadilla SEP con SDP (Da Silva et al., 2017) y una mayor carga de trabajo en la versión SPar cuando se equipara a la SDP, sin cambios significativos de EMG en los músculos primarios y secundarios (Contreras et al., 2016).

Cambios en el tipo de resistencia

Algunos protocolos evalúan los efectos de una resistencia variable en la SLB, identificando que la implementación de cargas inestables (CI) produce un aumento significativo de EMG en músculos estabilizadores (Lawrence & Carlson, 2015). Bajo un concepto similar, la implementación de resistencias variables progresivas (RVP), como es caso de las bandas de resistencia (BR), tienden a producir un aumento progresivo de resistencia conforme al ascenso, dando como resultado una mayor actividad del BF, sin llegar a reflejar diferencias significativas de EMG en músculos primarios (Andersen et al., 2016; Saeterbakken et al., 2016). De forma interesante, cuando las RVP son aplicadas en protocolos de calentamiento de la SLB, se produce un aumento significativo de fuerza en ejecuciones posteriores de 1RM (Mina et al., 2014) y de actividad muscular del QF (Mina et al., 2016) cuando se comparan con un calentamiento con pesos libres.

Discusión

Diferentes objetivos pueden identificarse en cada estudio analizado, sin embargo, cada uno de ellos concuerda en al menos un análisis transversal de EMG en la SLB, además, evalúan poblaciones relativamente homogéneas, ya que todos ellos miden a sujetos aparentemente sanos con experiencia previa en entrenamiento resistido. Hasta donde pudimos identificar, en ninguno de los casos se evalúa a aquellos atletas que pueden ser considerados con el mayor nivel de experiencia en la SLB (competidores de Powerlifting o Halterofilia), sino muestras que denoten la actividad muscular producida cuando se cuenta al menos con una la coordinación neuromuscular básica para realizar el gesto de la SLB.

Problemas metodológicos

Un factor que es importante considerar al momento de comparar datos entre los diferentes estudios, es que aun cuando cada uno de ellos fundamenta una ejecución de la SLB con toma de barra alta con una técnica muy similar, podemos identificar diferencias ROM, determinada por el ángulo de flexión de la articulación de la rodilla, así como en la velocidad de ejecución de cada una de las fases de ésta (tempo).

Otro factor que causa inquietud es la carencia de unificación de criterios en lo que respecta al procesamiento de la señales RAW de EMG, en donde algunos de los estudios presentan datos no normalizados en base a un porcentaje de activación muscular, lo cual si bien permite la comparación entre mediciones del mismo músculo, no hace posible la comparación de actividad muscular entre diferentes músculos y entre sujetos (Halaki & Gi, 2012). Bajo el mismo punto, otros de los estudios si presentan cifras normalizadas de EMG, aun así, presentan diferentes métodos para ello, algunos estudios normalizan en base a niveles de contracción máximos en un determina %1RM bajo el mismo gesto, otros en base a un %MVC encontrado bajo la misma ejecución o bajo un gesto motriz similar, y finalmente otros casos por medio de un %MVIC obtenido bajo tareas individuales para cada uno de los músculos evaluados. Cabe mencionar que, de éstos últimos, algunos de los estudios presentan resultados solamente en gráficos, sin cifras exactas que facilitarían la comparación de EMG entre estudios.

Reclutamiento muscular

El análisis de activación muscular fue reportado con diversas variantes en su cinética y cinemática, incluyendo diferentes ROM, tempo, cargas de trabajo y tipo de resistencia. Sin embargo, aún si podemos identificar una predominancia de la actividad muscular del VM en la ejecución de la SLB, seguido del VL y finalmente por el RF (Andersen et al., 2016; Lawrence & Carlson, 2015; Hasan U.Yavuz & Erdag, 2017; U.Yavuz et al., 2015), lo cual ayuda a responder la primera pregunta planteada de ¿cuál es el músculo con mayor activación? Esto puede ser razonable debido a dos factores, primero a que la SLB contempla una apertura del apoyo de los pies similar a la anchura de hombros y una alineación de rodilla con la punta de los pies, propiciando una rotación externa del fémur, lo cual podría facilitar la activación del VM, aunque también es importante reconocer que en estudios previos no se ha encontrado evidencia de que la amplitud de apoyo afecte el reclutamiento de los

músculos del cuádriceps (McCaw & Melrose, 1999; Paoli et al., 2009). En segundo, se ha reconocido con anterioridad, que el RF al ser un músculo flexor de la cadera y extensor de la rodilla, tiende a acortarse en su inserción y alargarse en su origen durante la fase de subida de la sentadilla, lo cual podría limitar su óptimo reclutamiento muscular (Schoenfeld, 2010).

De forma interesante, en aquellos artículos en donde se evaluó la actividad muscular en la SLB en grupos mixtos, se identifica una actividad del RF por encima del VL, sin embargo, los mismos estudios reconocen no haber encontrado diferencias significativas entre hombres y mujeres en lo que se refiere a la actividad eléctrica de los músculos primarios implicados en la sentadilla (Evans et al., 2019; Joseph et al., 2020; Mehls et al., 2020).

Referente al análisis de EMG de músculos extensores de la cadera, se identifica al GM como músculo predominante, por encima del BF y el ST, lo cual puede deberse a que éstos últimos, son músculos multiarticulares que presentan un caso similar al RF, el cual es denominado como paradoja de Lombard, siendo músculos que en durante la realización de la SLB, tienden a ser acortados en su origen y elongados en la inserción al extremo contrario (Andrews, 1987; Ertelt & Blickhan, 2008; Prilutsky & Zatsiorsky, 1994).

De forma interesante, también podemos clasificar a algunos músculos del tren inferior dentro de una función estabilizadora, como es el caso del BF y el Ga, ya que estos, al ser músculos flexores de rodilla, necesariamente tienden a fijar dicha articulación durante la SLB, similar a la función de coordinación entre el Ga y el SL para controlar la dorsiflexión del tobillo durante la ejecución de la SLB.

Cuando se analiza el efecto de la profundidad en la SLB, la SEP denota mayor activación del GM, BF y SL cuando se compara con la versión de SDP en hombres (Da Silva et al., 2017), la cual al frenar en el momento de mayor tensión articular, podría representar un mayor esfuerzo estabilizador de los músculos extensores de cadera. Sin embargo, estudios previos han identificado resultados contrastantes, en donde se denota una mayor actividad del GM conforme al aumento de la profundidad en la sentadilla si estas son llevadas a cabo con el mismo peso (Caterisano et al., 2002). Finalmente, otro caso de comparación entre SPAr y SDP en mujeres (Contreras et al., 2016), ocurren resultados que nos llevan a un punto intermedio, al no encontrar diferencias en la activación muscular del BF o el GM entre variantes.

En resumen, las diferencias de actividad muscular de extensores de cadera conforme a la profundidad en la SLB entre los resultados antes mencionados, pueden deberse a uno o varios de los siguientes factores: i) la SEP requiere de un frenado por parte de los músculos extensores de cadera cerca del ángulo de mayor momento de tensión para éstos, ii) a que la versión de SEP fue aquella que mayor 1RM presenta de todas las variantes, siendo factible que a mayor carga, mayor reclutamiento muscular, iii) a que la SPAr es aquella que freña en el punto de mayor brazo de momento de la articulación de la cadera, iv) a que la SDP es aquella que presenta mayor estiramiento del GM, pudiendo representar mayor energía elástica por materia del mayor estiramiento previo sin embargo, y v) también a que las mujeres presentan casos de menor actividad muscular del BF (Mehls et al., 2020) y del Ga (Gulick et al., 2015) comparadas con hombres.

En cuanto a actividad de músculos de músculos estabilizadores del tronco, se distingue que la fase de subida en la SLB tiende a mayor actividad en músculos posteriores del tronco y la fase de bajada en músculos anteriores, además el reclutamiento de EE y OE aumenta conforme al incremento de cargas (D. Clark et al., 2016). Esto probablemente a que se requiere una mayor contracción del RA y OE en la bajada (manteniendo la presión intratorácica) y en la subida los EE sostienen un mayor esfuerzo al mantener la columna recta en contra de la resistencia. Además, las cargas máximas (100%1RM) representan una mayor inclinación del tronco en la ejecución de la SLB (Hasan U. Yavuz & Erdag, 2017), posiblemente debido a: i) una compensación de inclinación del tronco y disminución de flexión de rodilla y ii) una menor capacidad de los EE para mantener la espalda recta en contra de la resistencia.

Influencia de la carga y la velocidad en la activación muscular

Cuando se implementa un tempo constante y controlado, el aumento de cargas en la SLB, tiende a incrementar la activación muscular de forma general (no lineal). Músculos como el VL, RF, BF y el ST dejan de presentar cambios significativos a partir del 80% de la 1RM, y en el caso del VM y GM una vez alcanzado el 90% de la 1RM (Hasan U. Yavuz & Erdag, 2017). Inclusive, en uno de los artículos incluidos, el 100% de la 1RM no representa ventaja de forma significativa cuando se compara con el 75% del mismo gesto (Korak et al., 2018).

Ahora, cuando se aplica una fase CON a la mayor velocidad de ejecución posible, se perciben cambios en VL, EE y OE aún después del 90% de la 1RM, reconociendo que las altas cargas disminuyen la velocidad de ejecución (D. Clark et al., 2016) y retrasan el pico de velocidad en fase de ascenso (Van denTillaar et al., 2019). Concluyendo que la activación de los músculos primarios puede ser afectada por el incremento de cargas, así como por la velocidad de ejecución en el ascenso; y que los músculos estabilizadores, presentan mayor influencia por aumento de carga y no por aumento de velocidad; quizá por ello, las cargas submáximas producen actividad muscular de extensores de rodilla y de cadera similares a las encontradas en las cargas máximas. Esto podría deberse a que la mayor velocidad de ejecución puede compensar al estímulo producido por mayores cargas y con ello el EMG se tiende a equiparar entre ambas versiones.

Variantes en el tipo y posicionamiento de la resistencia:

Las RVP son un esquema emergente en el entrenamiento de fuerza. Al respecto, los protocolos que implementan la combinación de SLB con RVP, concluyen que no existe diferencia significativa en la actividad de músculos primarios comparada a aquella sin RVP (Andersen et al., 2016; Saeterbakken et al., 2016). Sin embargo, cuando las RVP son aplicadas en etapas de calentamiento, éstas tienden a potenciar el desempeño muscular, aumentando la ejecución posterior de la 1RM en la SLB (Mina et al., 2014), y un incremento del EMG en el QF (Mina et al., 2016), a comparación del calentamiento sin RVP.

Por otro lado, cuando se realiza la SLB con CI, se confirma la hipótesis de los autores al identificar que las CI llegan a producir mayor actividad de músculos estabilizadores, sin embargo, no llegan a representar cambios significativos de músculos primarios o secundarios (Lawrence & Carlson, 2015). Debido a lo antes mencionado, las SLB combinado con CI puede representar una buena opción cuando se tiene por objetivo propiciar una mayor función estabilizadora de la musculatura del tronco, sin aumentar la tensión de músculos primarios.

Conclusiones

A través del análisis de los artículos incluidos en la presente revisión, se encontraron los siguientes aspectos en la ejecución de la SLB que pueden ayudar a una

mejor prescripción de este ejercicio:

a) El grupo muscular más reclutado durante la ejecución de la SLB es el QF, de forma específica, el VM es el músculo con mayor predominancia, seguido del VL.

b) El GM es el músculo extensor de cadera con mayor actividad, por encima del BF y el ST.

c) La actividad de músculos extensores de cadera y rodilla tienden a aumentar conforme al incremento de cargas y/o al aumento de la velocidad de ejecución en la fase concéntrica.

d) El entrenamiento con cargas máximas puede llegar a ser poco recomendable cuando se compara con cargas submáximas, ya que son pocos o nulos los músculos primarios y secundarios que producen una mayor activación, se ralentiza la velocidad de ejecución y se aumenta la inclinación del tronco; incrementando el riesgo de lesión en la región lumbar.

e) El calentamiento con RVP puede ser mejor opción que la versión tradicional, al aumentar la actividad muscular y potenciar la 1RM.

f) El ángulo de flexión de rodilla en la sentadilla parece no afectar de forma significativa la activación de los músculos extensores de rodilla, siempre y cuando las cargas sean ajustadas a la 1RM de cada variante.

g) Los hombres tienden a propiciar mayor reclutamiento de BF y Ga a comparación de las mujeres en la SLB, por lo tanto, en el caso de éstas, es recomendable complementar con ejercicios específicos para extensores de cadera y flexores de rodilla.

h) Los resultados analizados son aplicables a personas activas físicamente y con experiencia previa en entrenamiento resistido.

Futuras líneas de investigación.

Es importante reconocer que para poder identificar de mejor manera el efecto de la carga de trabajo sobre la actividad eléctrica de los diferentes músculos implicados en la sentadilla, será recomendable llevar a cabo protocolos metodológicos más unificados, que idealmente analicen 1) un amplio rango de cargas comúnmente implementadas, 2) normalicen sus señales de EMG en base a un porcentaje de actividad muscular máxima y 3) propicien una fase concéntrica con la mayor velocidad de ejecución posible. Esto con el objeto de poder reconocer el grado máximo de participación muscular durante la ejecución de un ejercicio resistido.

Referencias:

- Andersen, V., Fimland, M. S., Kolnes, K. M., Jensen, S., Laume, M., & Saeterbakken, A. H. (2016). Electromyographic Comparison of Squats Using Constant or Variable Resistance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(12), 3456–3463.
- Andrews, J. G. (1987). The functional roles of the hamstrings and quadriceps during cycling: Lombard's Paradox revisited. *Journal of Biomechanics*, 20(6), 565–575. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90278-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90278-8)
- Caterisano, A., Raymond, F., Pellingier, T. K., Lewis, V. C., Booth, W., Science, E., & Highway, P. (2002). *The Effect of Back Squat Depth on the EMG Activity of 4 Superficial Hip and Thigh Muscles*. 16(3), 428–432. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2002\)016<0428:TEOBSD>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2002)016<0428:TEOBSD>2.0.CO;2)
- Clark, D., Lambert, M. I., & Hunter, A. M. (2016). Reliability of Trunk Muscle Electromyography in the Loaded Back Squat Exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 37(6), 448–456. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1569366>
- Clark, D., Lambert, M., & Hunter, A. (2012). Muscle activation in the loaded free barbell squat: A Brief Review. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(4), 32. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31822d533d>
- Contreras, B., Vigotsky, A. D., Schoenfeld, B. J., 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. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(1), 16–22. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0113>
- Da Silva, J. J., Schoenfeld, B. J., Marchetti, P. N., Pecoraro, S. L., Greve, J. M. D., & Marchetti, P. H. (2017). Muscle Activation Differs Between Partial and Full Back Squat Exercise with External Load Equated. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(6), 1688–1693. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001713>
- Del Vecchio, L., Daewoud, H., & Green, S. (2018). The health and performance benefits of the squat, deadlift, and bench press. *MOJ Yoga & Physical Therapy*, 3(2), 40–47. <https://doi.org/10.15406/mojypt.2018.03.00042>
- Delgado, J., Drinkwater, E. J., Banyard, H. G., Haff, G. G., & Nosaka, K. (2019). Comparison Between Back Squat, Romanian Deadlift, and Barbell Hip Thrust for Leg and Hip Muscle Activities During Hip

- Extension. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(10), 2595–2601. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003290>
- Ertelt, T., & Blickhan, R. (2008). *Estimation for Lombard's paradox of human M. gastrocnemius*. 102(1), 2008.
- Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 127–141. <https://doi.org/10.1097/00005768-200101000-00020>
- Evans, T. W., McLester, C. N., Howard, J. S., McLester, J. R., & Calloway, J. P. (2019). Comparison of Muscle Activation Between Back Squats and Belt Squats. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33, S52–S59. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002052>
- Ferrer, M. (2007). Efectos de dos métodos de entrenamiento de fuerza sobre el Índice de Bosco en jugadoras de balonmano de División de Honor. *Retos. Nuevas Tendencias En Educación Física, Deporte y Recreación*, 11, 33–36. <https://doi.org/https://doi.org/10.47197/retos.v0i11.35044>
- Florimond, V. (2010). *Basics of Surface Electromyography. Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics*. <https://doi.org/10.1021/ed043pa901.1>
- Gomes, W. A., Brown, L. E., Soares, E. G., Da Silva, J. J., Silva, F. H. D. D. O., Serpa, É. P., Corrêa, D. A., Vilela Junior, G. de B., Lopes, C. R., & Marchetti, P. H. (2015). Kinematic and sEMG analysis of the back squat at different intensities with and without knee wraps. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(9), 2482–2487. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000922>
- González-García, J., Morencos, E., Balsalobre-Fernández, C., Cuéllar-Rayó, Á., & Romero-Moraleda, B. (2019). Effects of 7-Week Hip Thrust Versus Back Squat Resistance Training on Performance in Adolescent Female Soccer Players. *Sports*, 7(4), 80. <https://doi.org/10.3390/sports7040080>
- Gulick, D. T., Fagnani, J. A., & Gulick, C. N. (2015). Comparison of muscle activation of hip belt squat and barbell back squat techniques. *Isokinetics and Exercise Science*, 23(2), 101–108. <https://doi.org/10.3233/IES-150570>
- Halaki, M., & Gi, K. (2012). Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, October. <https://doi.org/10.5772/49957>
- Hartmann, H., Wirth, K., & Klusemann, M. (2013). Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load. *Sports Medicine*, 43(10), 993–1008. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0073-6>
- Joseph, L., Reilly, J., Swezey, K., Waugh, R., Carlson, L. A., & Lawrence, M. A. (2020). Activity of Trunk and Lower Extremity Musculature: Comparison Between Parallel Back Squats and Belt Squats. *Journal of Human Kinetics*, 72(1), 223–228. <https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0126>
- Korak, J. A., Paquette, M. R., Fuller, D. K., Caputo, J. L., & Coons, J. M. (2018). Muscle Activation Patterns of Lower-Body Musculature Among 3 Traditional Lower-Body Exercises in Trained Women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(10), 2770–2775. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002513>
- Lawrence, M. A., & Carlson, L. A. (2015). Effects of an Unstable Load on Force and Muscle Activation During a Parallel Back Squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(10), 2949–2953. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000955>
- McCaw, S. T., & Melrose, D. R. (1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(3), 428–436. <https://doi.org/10.1097/00005768-199903000-00012>
- Mehls, K., Grubbs, B., Jin, Y., & Coons, J. (2020). Electromyography Comparison of Sex Differences During the Back Squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, February, 1–4. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000003469>
- Mina, M. A., Blazevich, A. J., Giakas, G., & Kay, A. D. (2014). Influence of variable resistance loading on subsequent free weight maximal back squat performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(10), 2988–2995. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000471>
- Mina, M. A., Blazevich, A. J., Giakas, G., Seitz, L. B., & Kay, A. D. (2016). Chain-loaded variable resistance warm-up improves free-weight maximal back squat performance. *European Journal of Sport Science*, 16(8), 932–939. <https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1199740>
- Myer, G., Kushner, A., Brent, J., Schoenfeld, B., Hugentobler, R., Vermeil, A., Harbin, J., & McGill, S. (2014). The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength Cond J*, 36(6), 4–27. <https://doi.org/10.1519/SSC.000000000000103>
- Paoli, A., Giuseppe, M., & Petrone, N. (2009). The Effect

- of Stance Width on the Electromiographical Activity of Eight Superficial Thigh Muscles During Back Squat With Different Bar Loads. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 246–250. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e3181876811>
- Prilutsky, B. I., & Zatsiorsky, V. M. (1994). Tendon action of two-joint muscles: Transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *Journal of Biomechanics*, 27(1), 25–34. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)90029-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)90029-9)
- Raya González, J., Gómez Piqueras, P., & Sánchez Sánchez, J. (2018). Aplicación de un programa de fuerza con carga excéntrica en la readaptación de una lesión del ligamento lateral interno de rodilla. *Retos: Nuevas Tendencias En Educación Física, Deporte y Recreación.*, 2041(33), 157–161. <https://doi.org/https://doi.org/10.47197/retos.v0i33.55911>
- Rojas-Quinchavil, G., Venegas-Jeldrez, P., Valencia, O., Guzmán-Venegas, R., Araneda, O. F., de la Rosa, F. J. B., & Flores-Leon, A. F. (2021). Hip and thigh muscular activity in professional soccer players during an isometric squat with and without controlled hip contraction. *Retos*, 2041(39), 697–704. <https://doi.org/10.47197/retos.v0i39.82024>
- Saeterbakken, A. H., Andersen, V., & Van Den Tillaar, R. (2016). Comparison of Kinematics and Muscle Activation in Free-Weight Back Squat with and Without Elastic Bands. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(4), 945–952. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001178>
- Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3497–3506. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7>
- Van den Tillaar, R., Andersen, V., & Saeterbakken, A. H. (2019). Comparison of muscle activation and kinematics during free-weight back squats with different loads. *PLoS ONE*, 14(5), 1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0217044>
- Von Elm, E., Altman, D. G., Egger, M., Pocock, S. J., Gøtzsche, P. C., & Vandenbroucke, J. P. (2008). Declaración de la iniciativa STROBE (Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology): Directrices para la comunicación de estudios observacionales. *Revista Española de Salud Pública*, 82(3), 251–259. <https://doi.org/10.1157/13119325>
- Yavuz, H., & Erdag, D. (2017). Kinematic and Electromyographic Activity Changes during Back Squat with Submaximal and Maximal Loading. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2017(VI). <https://doi.org/10.1155/2017/9084725>
- Yavuz, H., Erdag, D., Amca, A. M., & Aritan, S. (2015). Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads. *Journal of Sports Sciences*, 33(10), 1058–1066. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.984240>

