



Análisis cuantitativo de fuerzas articulares y reacciones musculoesqueléticas en variantes de sentadilla: revisión sistemática

Quantitative analysis of joint forces and musculoskeletal reactions in squat variations: a systematic review

Autores

Soraya Jadue Arriaza ¹
David Ergas Schleeff ²
Yoselyn Reyes Sanchez ³
Rocío Bustos Barahona ⁴
Mauricio Tauda Tauda ⁵

¹ Universidad Austral de Chile
^{2,3,4,5} Universidad Santo Tomas (Chile)

Autor de correspondencia:
Mauricio Tauda Tauda
Mauro.tauda@gmail.com

Recibido: 26-06-25
Aceptado: 07-08-25

Cómo citar en APA

Jadue Arriaza, S., Ergas Schleeff, D. I., Reyes Sanchez, Y. Y., Bustos Barahona, R. B., & Tauda Tauda, M. E. (2025). Análisis cuantitativo de fuerzas articulares y reacciones musculoesqueléticas en variantes de sentadilla: revisión sistemática. *Retos*, 74, 1012-1025. <https://doi.org/10.47197/retos.v72.116926>

Resumen

Introducción: La sentadilla es un ejercicio esencial en el entrenamiento de fuerza y ampliamente utilizado en rehabilitación y prevención de lesiones. Su correcta ejecución requiere control de fuerzas articulares, activación muscular y estabilidad de la rodilla. El análisis biomecánico permite comprender el impacto de las cargas sobre las diferentes articulaciones, optimizando su aplicación clínica y deportiva.

Objetivo: Analizar cuantitativamente las cargas biomecánicas fuerzas compresivas, torques articulares, estrés patelofemoral y activación muscular generadas por distintas variantes de sentadilla para orientar su prescripción en contextos terapéuticos y de rendimiento.

Metodología: Se realizó una revisión sistemática de estudios experimentales publicados entre 2018 y 2024 en PubMed, Scopus, Web of Science, Cochrane Library, Embase y Google Scholar. Se incluyeron investigaciones que midieran fuerzas tibiofemorales y patelofemorales, así como activación muscular mediante electromiografía.

Resultados: Se analizaron 11 estudios (203 participantes), edad media (25±5 años). Las variantes incluyeron sentadillas traseras, frontales, con bandas elásticas, en superficies inestables (BOSU), unipodales y adaptaciones terapéuticas. El incremento de carga externa (hasta 80% 1RM) aumentó significativamente la fuerza compresiva tibiofemoral. Las bandas elásticas redujeron torques extensores y valgizantes; la retroalimentación visual y la elevación de talones disminuyeron el estrés patelofemoral y mejoraron la profundidad. Las sentadillas unipodales generaron mayor carga femoropatelar.

Conclusión: La prescripción de sentadillas debe personalizarse, en fases iniciales de rehabilitación se recomiendan variantes con menor carga articular, en etapas avanzadas pueden incorporarse variantes profundas con progresión controlada. Ajustes posturales y mecánicos optimizan la seguridad y eficacia terapéutica.

Palabras clave

Biomecánica del movimiento humano; articulación de la rodilla; carga articular; sentadilla; ejercicio de fuerza; calidad de vida.

Abstract

Introduction: The squat is a fundamental exercise in strength training and is widely used in rehabilitation and injury prevention. Its correct execution requires control of joint forces, muscle activation, and knee stability. Biomechanical analysis allows for understanding the impact of loads on different joints, optimizing its clinical and sports application.

Objective: To quantitatively analyze biomechanical loads compressive forces, joint torques, patellofemoral stress, and muscle activation generated by different squat variations to guide their prescription in therapeutic and performance contexts.

Methods: A systematic review was conducted of experimental studies published between 2018 and 2024 in PubMed, Scopus, Web of Science, Cochrane Library, Embase, and Google Scholar. Studies measuring tibiofemoral and patellofemoral forces, as well as muscle activation through electromyography, were included.

Results: Eleven studies (203 participants; mean age 25 ± 5 years) were analyzed. Variations included back squats, front squats, squats with elastic bands, on unstable surfaces (BOSU), single-leg squats, and therapeutic adaptations. Increases in external load (up to 80% 1RM) significantly raised tibiofemoral compressive force. Elastic bands reduced extensor and valgus torques; visual feedback and heel elevation decreased patellofemoral stress and improved depth. Single-leg squats generated greater femoropatellar load.

Conclusion: Squat prescription should be individualized, in early rehabilitation phases, variations with lower joint load are recommended, in advanced stages, deep squat variations with controlled progression may be incorporated. Postural and mechanical adjustments optimize therapeutic safety and effectiveness.

Keywords

Biomechanics of human movement; knee joint; joint loading; squat; strength training; quality of life.



Introducción

La sentadilla dinámica es un ejercicio esencial en los programas de entrenamiento de fuerza y acondicionamiento en numerosos deportes, ya que activa de manera coordinada los principales grupos musculares del tren inferior (Kukić et al., 2022). Clasificada como un ejercicio de cadena cinética cerrada, implica la flexión y extensión de las articulaciones de la cadera, la articulación sacrolumbar, la rodilla y el tobillo, replicando movimientos funcionales presentes en la vida cotidiana y el deporte (Zhang et al., 2023). Su patrón cinemático natural permite una transferencia eficiente de fuerzas, lo que contribuye a una mayor estabilidad postural durante la ejecución. Como ocurre con otros ejercicios, la sentadilla cuenta con diversas variantes, muchas de las cuales han sido ampliamente estudiadas en el ámbito del entrenamiento deportivo (Boccia et al., 2018; Dauty et al., 2022).

En programas de rehabilitación y prehabilitación, el ejercicio de sentadilla representa una estrategia eficaz para potenciar los grupos musculares extensores de cadera y rodilla en las extremidades inferiores (Straub y Powers, 2024). Bajo los principios del entrenamiento de fuerza, la magnitud de la carga absoluta influye en la respuesta adaptativa de los grupos musculares involucrados, especialmente en el reclutamiento de la musculatura del tronco, cuya función es garantizar la estabilidad de la columna y el torso durante la ejecución del movimiento (Bravo y Marquina, 2025; Holmgren et al., 2024). Asimismo, los distintos grados de ejecución representan un factor modificable que puede alterar las demandas neuromusculares y biomecánicas, incidiendo en el patrón de activación muscular, la distribución de cargas articulares y la magnitud de las fuerzas de compresión y cizallamiento en las articulaciones tibiofemorales y patelofemorales (Li X et al., 2021; Illmeier et al., 2023).

En este contexto, la rodilla es la articulación más solicitada durante la ejecución del movimiento, funcionalmente, se clasifica como una diartrosis, mientras que, estructuralmente, es una articulación biaxial con superficies condíleas, en la que una superficie cóncava se desliza sobre otra convexa alrededor de dos ejes de movimiento (Siljander et al., 2022). Está constituida por dos articulaciones interdependientes: la articulación femorotibial, que se establece entre la meseta tibial y los cóndilos femorales, y la articulación femoropatelar, de tipo troclear, situada entre los cóndilos femorales y la patela (San Martín et al., 2021; Feria Madueño et al., 2014).

La estabilidad de esta articulación se basa en la interacción de varios factores biomecánicos, incluyendo la congruencia ósea, las estructuras estáticas formadas por los tejidos blandos y los estabilizadores musculares dinámicos. Dentro de los estabilizadores estáticos, los ligamentos cruzados anterior y posterior desempeñan un papel fundamental en el control de la traslación y la estabilidad rotacional de la rodilla, mientras que los discos articulares (meniscos) contribuyen a la absorción de cargas, la distribución del estrés articular y la mejora de la congruencia entre las superficies óseas (Awad et al., 2025; Capkin et al., 2016). Además, las estructuras laterales equilibran las fuerzas generadas por los estabilizadores mediales de la articulación patelofemoral, garantizando un seguimiento congruente de la rótula a lo largo de su rango de movimiento y optimizando la mecánica articular (Wheatley et al., 2020). En este contexto, la sollicitación proporcional de los tejidos, representada en este caso por el estrés mecánico inducido por las fuerzas aplicadas durante la fase de descenso y ascenso, constituye un factor clave a considerar en términos de demanda biomecánica y adaptación estructural (Hamdan et al., 2025; Flores et al., 2020).

Al ejecutarla, la articulación de la rodilla soporta cargas sustanciales y requiere una adecuada activación muscular y control neuromuscular para evitar lesiones. Tres aspectos biomecánicos clave definen la mecánica de la rodilla en la sentadilla dinámica: (1) las fuerzas articulares, particularmente las fuerzas de cizalla y de compresión a nivel tibiofemoral y la fuerza de compresión patelofemoral. (2) la actividad muscular, intensidad de activación de músculos principales como cuádriceps, isquiotibiales y gastrocnemios mediante electromiografía y (3) la estabilidad articular, alineación de las extremidades inferiores, control neuromuscular y presencia de valgo dinámico de rodilla durante el movimiento.

Existe un debate histórico sobre la profundidad óptima de la sentadilla y su seguridad para la rodilla, algunos autores han sugerido que las sentadillas profundas podrían incrementar el estrés en la rodilla, por ejemplo, elevando las fuerzas compresivas patelofemorales, asociándose potencialmente a dolor femoropatelar o degeneración del cartílago articular (Rojas-Jaramillo et al., 2024). Por otro lado, evidencia más reciente indica que las sentadillas completas (profundas) pueden realizarse sin aumentar el riesgo de lesión si se ejecutan con técnica adecuada (Torres-Torrelo et al., 2017). aportando incluso mayores ganancias de fuerza y activación muscular que sentadillas parciales (Flores et al., 2020). En cambio, en



poblaciones con dolor anterior de rodilla, con frecuencia se recomiendan rangos de movimiento más limitados para reducir la carga patelofemoral, trabajar solo hasta $\sim 45^\circ$ de flexión de rodilla (Escamilla et al., 2025).

Estudios recientes han profundizado en la comprensión de las cargas articulares generadas durante la sentadilla, evidenciando cómo variables como la postura, la técnica y la condición poblacional modifican sustancialmente el comportamiento biomecánico de la articulación de la rodilla. Kothurkar et al. (2022) evaluaron sentadillas profundas en adultos jóvenes comparando dos variantes, 1: con talón en contacto (heel contact, HC) y 2; con talón elevado (heel rise, HR). Reportaron fuerzas tibiofemorales máximas de 5.9 ± 0.54 veces el peso corporal (BW) en HC y 5.3 ± 0.6 BW en HR; mientras que las fuerzas patelofemorales alcanzaron 7.8 ± 0.57 BW y 7.1 ± 0.73 BW respectivamente, siendo significativamente mayores en la variante con talón en contacto ($p < 0.001$).

En contraste, Zelle et al. (2021) y Pollard et al. (2011) indicaron que las posturas estáticas profundas, como la sentadilla mantenida, reducen las cargas articulares hasta 0.5–0.7 BW (tibiofemoral) y 0.9–1.1 BW (patelofemoral), atribuyéndose esta disminución a la presión pasiva ejercida entre el muslo y la pantorrilla. De forma complementaria, Thambyah y Fernandez, (2014) utilizaron modelado biomecánico para demostrar que, durante la transición hacia la flexión profunda, ocurre una inversión brusca en la dirección de la fuerza de cizallamiento tibial de posterior a anterior, lo que genera tensiones de hasta (3000 $\mu\epsilon$) sobre el componente femoral, representando un riesgo potencial en individuos con prótesis o estructuras articulares comprometidas.

En una población específica, Papadakis et al. (2024) examinaron los errores biomecánicos comunes durante la sentadilla trasera en adultos mayores. Los autores identificaron que una alineación incorrecta entre columna, pelvis y rodilla incrementa las cargas de cizallamiento anterior sobre la tibia y eleva las fuerzas compresivas articulares en más de un 20 % respecto a una técnica controlada. Específicamente, la fuerza patelofemoral alcanzó un promedio de 29.8 N/kg en flexión profunda ($>90^\circ$) en presencia de desequilibrios posturales, lo cual podría representar un riesgo significativo en individuos con debilidad muscular o antecedentes articulares. El estudio concluye que una correcta alineación biomecánica y una dosificación adecuada del ejercicio son fundamentales para minimizar el riesgo de lesión y optimizar la activación muscular estabilizadora.

Dada la importancia de equilibrar distribución de cargas articulares, activación muscular y estabilidad de la rodilla durante la sentadilla, Analizar cuantitativamente las cargas biomecánicas fuerzas compresivas, torques articulares, estrés patelofemoral y activación muscular generadas por distintas variantes de sentadilla para orientar su prescripción en contextos terapéuticos y de rendimiento.

Método

Esta revisión sistemática se desarrolló de acuerdo con las directrices PRISMA 2020 (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews) con el objetivo de garantizar transparencia, reproducibilidad y rigor metodológico en la identificación, selección, evaluación y síntesis de la evidencia disponible sobre la biomecánica de la rodilla durante la ejecución de sentadillas.

Fuentes de información y estrategia de búsqueda

Se realizó una búsqueda sistemática entre enero y abril de 2025 en siete bases de datos electrónicas: PubMed, Scopus, Web of Science, Cochrane Library, Embase y Google Scholar (búsqueda manual complementaria). Se utilizaron combinaciones de palabras clave y operadores booleanos, ajustados a cada base de datos, empleando términos controlados (MeSH) y no controlados.

("squat" OR "squatting" OR "deep squat" OR "half squat" OR "leg squat") AND ("patellofemoral" OR "femorotibial" OR "knee joint" OR "tibiofemoral" OR "knee mechanics") AND ("biomechanical analysis" OR "kinematics" OR "kinetics" OR "joint loading" OR "joint mechanics") AND ("electromyography" OR "EMG" OR "muscle activation" OR "neuromuscular activity") AND ("shear force" OR "compressive force" OR "joint stability" OR "joint stress" OR "contact force")

Criterios de elegibilidad

Adultos sanos o con condiciones funcionales específicas (valgo dinámico, dolor femoropatelar), Ejecución de sentadillas en cualquiera de sus variantes (trasera, frontal, española, unipodal, etc.). Diferentes

tipos de sentadilla, superficies, cargas, rangos de movimiento o condiciones de estabilidad. Magnitudes de fuerza tibiofemoral/patelo-femoral, activación muscular (EMG), estabilidad y control articular.

Criterios de inclusión

Estudios experimentales (ensayos clínicos, estudios de laboratorio, modelado computacional). Publicados entre enero 2018 y abril 2025. Que analizaran parámetros biomecánicos relacionados con las articulaciones involucradas durante la sentadilla. Estudios en idioma inglés o español, con texto completo disponible.

Criterios de exclusión

Estudios en animales o modelos cadavéricos. Revisiones narrativas, editoriales, cartas o resúmenes sin texto completo. Estudios que no evaluaran explícitamente parámetros biomecánicos articulares o musculares relacionados con la rodilla.

Proceso de selección de estudios

La selección se realizó en cuatro fases, conforme al diagrama de flujo PRISMA 2020: Identificación: Se importaron referencias a un gestor bibliográfico Mendeley y se eliminaron duplicados. Cribado: Dos revisores evaluaron de forma independiente títulos y resúmenes. Elegibilidad: Se accedió al texto completo para aplicar los criterios de inclusión/exclusión. Inclusión final: Los estudios que cumplieron con los criterios fueron incorporados para análisis cualitativo y si correspondía, cuantitativo. Las discrepancias fueron resueltas por un tercer revisor mediante consenso.

Extracción de datos

Los datos fueron extraídos en una tabla estandarizada que incluyó: año y referencia del estudio, tipo de sentadilla analizada, características de la muestra, herramientas o instrumentos biomecánicos utilizados, variables dependientes (fuerzas articulares, activación muscular, torques, alineación y control neuromuscular) y hallazgos principales. Se definieron previamente los desenlaces de interés (fuerzas tibiofemorales y patelo-femorales, activación muscular mediante EMG y variables de estabilidad articular).

En los estudios que reportaban múltiples resultados para una misma variable por ejemplo, diferentes profundidades de sentadilla, cargas o posiciones de pies se priorizaron los siguientes criterios para la selección de datos: Condición más representativa del protocolo principal del estudio (p. ej., profundidad estándar o carga máxima reportada).

Evaluación de calidad metodológica

Se utilizó una herramienta combinada según el tipo de diseño: Downs, S. H., & Black, N. (1998). para estudios clínicos o cuasi-experimentales. Joanna Briggs Institute (Moola et al., 2020) para estudios de series de casos o diseño observacional. Se evaluó: calidad de la muestra, validez interna, medidas de resultado, análisis estadístico y reporte de datos. Cada estudio fue clasificado según su nivel de evidencia y su riesgo de sesgo (alto, moderado, bajo).

Síntesis de resultados

Los resultados se estructuraron según el tipo de sentadilla analizada; convencional, española, BOSU, etc.) Variables biomecánicas: a) Fuerzas articulares: compresión y cizallamiento tibiofemoral, compresión patelo-femoral. B) Actividad muscular: intensidad EMG de cuádriceps, isquiotibiales, gastrocnemios. C) Estabilidad: alineación articular, torques, control de valgo dinámico. Cuando fue posible, se reportaron valores normalizados (N/kg, %BW) y se discutió la relación entre profundidad de sentadilla, técnica y magnitudes biomecánicas. Se agrupó la evidencia por relevancia clínica (rendimiento vs rehabilitación).

Evaluación del Riesgo de Sesgo

La evaluación de la calidad metodológica y el riesgo de sesgo se realizó considerando la naturaleza de los diseños incluidos. Se aplicaron dos herramientas complementarias: Lista de verificación de Downs and Black para estudios experimentales, cuasi-experimentales o ensayos clínicos de laboratorio, evaluando: Calidad del reporte, Validez interna (sesgo y confusión), Potencia estadística. No se evaluó el riesgo de sesgo asociado a resultados faltantes más allá de la información proporcionada en los estudios originales. Cuando fue posible, los datos se expresaron en valores normalizados (N/kg, %BW) para facilitar la comparabilidad entre estudios.

Claridad en los objetivos y resultados

Lista del Instituto Joanna Briggs (JBI) para estudios observacionales, modelado computacional o de caso



único, considerando: Criterios de inclusión claros, Validez de las mediciones, Idoneidad del análisis estadístico, Relevancia clínica de los hallazgos. Cada estudio fue clasificado de forma independiente por dos revisores en tres categorías según su riesgo global de sesgo: Bajo: estudios con buena calidad metodológica, muestras representativas y análisis estadístico adecuado. Moderado: estudios con alguna limitación en la validez interna o control de variables, pero con resultados consistentes. Alto: no se incluyeron estudios con alto riesgo de sesgo en esta revisión.

Análisis estadístico

Dado que esta revisión sistemática no incluyó metaanálisis, los resultados se presentaron de manera descriptiva y se agruparon según tipo de sentadilla y variables biomecánicas evaluadas (fuerzas articulares, activación muscular y estabilidad articular). Por lo tanto no se aplicaron métodos formales de análisis de heterogeneidad estadística ni análisis de sensibilidad.

Resultados

Se identificaron un total de 165 registros a partir de búsquedas en seis bases de datos electrónicas: PubMed (n = 35), Scopus (n = 62), Web of Science (n = 20), Cochrane Library (n = 18), Embase (n = 10) y Google Scholar (n = 20). Tras la eliminación de duplicados (n = 25), se procedió al cribado de 140 registros, excluyéndose 85 por no cumplir criterios a partir del título/resumen. Se evaluaron 55 artículos a texto completo, de los cuales 44 fueron excluidos por las siguientes razones: no informar variables biomecánicas (n = 12), no incluir análisis biomecánico (n = 11), duplicación metodológica (n = 9), no considerar la sentadilla como objetivo principal (n = 6) o no reportar datos cuantificables (n = 6). Finalmente, 11 estudios cumplieron los criterios de inclusión y fueron analizados cualitativa y cuantitativamente (ver Figura 1, flujograma PRISMA).

Los estudios fueron analizados mediante una herramienta combinada que integró los criterios del Downs & Black Checklist y del Joanna Briggs Institute, (Tabla 1). permitiendo una evaluación rigurosa del riesgo de sesgo. Ocho estudios (72,7 %) presentaron riesgo bajo y tres (27,3 %) riesgo moderado, debido a deficiencias en el control de sesgos o baja representatividad muestral. Todos los estudios mostraron claridad en sus objetivos, validez biomecánica de las medidas, análisis estadístico adecuado y alta aplicabilidad clínica, lo que respalda la confiabilidad interna de sus hallazgos.

Los estudios reportaron efectos relevantes según el tipo de carga y la variante de sentadilla utilizada. (Tabla 2). Por ejemplo, el incremento progresivo de la carga externa elevó significativamente la fuerza de compresión tibiofemoral (Bini et al., 2020), mientras que variaciones en la postura de los pies aumentaron la carga sobre el compartimento medial de la rodilla (Asayama et al., 2021), aspecto crítico en presencia de gonartrosis. El uso de bandas elásticas redujo torques valgizantes y extensores (Dagnese et al., 2024), y diferentes configuraciones técnicas modificaron el estrés patelofemoral, como evidenció Kernozek et al. (2018), con implicancias directas en pacientes con dolor patelofemoral. Asimismo, se observaron mejoras en la activación muscular con variaciones como el split squat largo (Song et al., 2023), y estrategias específicas como elevación de talones, control visual del COP o ajustes de distancia al muro, permitieron reducir el PFJRF hasta en un 11% sin comprometer la técnica (Mata et al., 2021; Ishida et al., 2025; Escamilla et al., 2023).

Estos hallazgos fueron organizados en cuatro tablas complementarias que permiten personalizar la prescripción de sentadillas según el tipo de fuerza implicada, el contexto clínico (rehabilitación, prevención o rendimiento) y la condición musculoesquelética del sujeto. Finalmente, se elaboró un algoritmo gráfico funcional que guía la selección progresiva de variantes según diagnóstico y objetivos terapéuticos, promoviendo una aplicación segura y basada en evidencia.

Los resultados de la Tabla 1, describen la evaluación de 11 estudios incluidos en la revisión sistemática mediante una herramienta combinada basada en los criterios del Downs & Black Checklist (para estudios experimentales y cuasi-experimentales) y del Joanna Briggs Institute (JBI) (para estudios observacionales y de modelado biomecánico). Esta aproximación permitió analizar aspectos clave como: claridad metodológica, representatividad de la muestra, control de sesgos, validez de las medidas biomecánicas, análisis estadístico y aplicabilidad clínica. 8 estudios (72,7 %) fueron clasificados con riesgo bajo de sesgo. 3 estudios (27,3 %) presentaron riesgo moderado, principalmente por deficiencias en el control de sesgos o representatividad de la muestra.



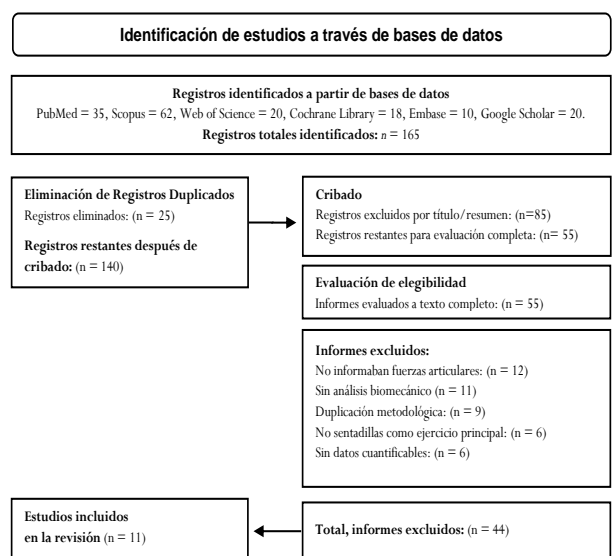
Tabla 1. Evaluación de riesgo de sesgo.

Estudio	Claridad objetivos	Validez de las medidas	Adecuación del diseño	Representatividad de la muestra	Control de sesgos	Análisis estadístico adecuado	Aplicación clínica	Transparencia del modelo	Clasificación final
Bini et al. (2020)	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	No	Bajo
Asayama et al. (2021)	Sí	Sí	Sí	Parcial	Parcial	Sí	Sí	No	Moderado
Dagnese et al. (2024)	Sí	Parcial	Sí	Parcial	Sí	Sí	Sí	Parcial	Moderado
Escamilla et al. (2025)	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	—	Bajo
Song et al. (2023)	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	—	Bajo
Flores et al. (2018)	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	—	Bajo
Escamilla et al. (2023)	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	—	Bajo
Pal et al. (2018)	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Bajo
Ishida et al. (2025)	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Bajo
Mata et al. (2021)	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	—	Bajo
Kernozek et al., 2018	Sí	Sí	Sí	Pracial	Parcial	Sí	Sí	Sí	Moderado

Nota: evaluación de sesgo en los estudios incluidos en la revisión.

La Tabla 1 describe la evaluación de la calidad metodológica de los estudios incluidos en esta revisión. En el análisis por criterios, se observó que el 100 % de los estudios cumplieron satisfactoriamente con la claridad de los objetivos, la validez de las medidas biomecánicas utilizadas y la pertinencia de la aplicación clínica. Asimismo, el análisis estadístico fue considerado adecuado en todos los estudios (100 %), lo que otorga una elevada confiabilidad interna a la interpretación de los resultados. Las principales debilidades se identificaron en el control de sesgos y la representatividad muestral (27,3 %), limitaciones que suelen estar relacionadas con tamaños de muestra reducidos o procesos de selección no aleatorizados. En cuanto a la herramienta de evaluación empleada, nueve estudios fueron analizados mediante la escala de Downs & Black, mientras que dos estudios se valoraron con los criterios del Joanna Briggs Institute (JBI), dada su naturaleza observacional o de modelado por elementos finitos. En conjunto, los hallazgos reflejan que la calidad metodológica de los estudios es consistente y sólida, sin identificarse investigaciones con alto riesgo de sesgo. Esto refuerza la robustez de la síntesis biomecánica y clínica presentada en la presente revisión.

Figura 1. diagrama de flujo PRISMA 2020.



El proceso de selección de estudios Figura 1, se resume en el diagrama PRISMA, síntesis tabulada, cumpliendo con todos los criterios metodológicos y de calidad exigidos por esta revisión sistemática.

Tabla 2. Estudios incluidos en la revisión.

Año	Tipo de Sentadilla	Sujetos	Instrumentos	Objetivo Clínico	Hallazgos Clave
Bini et al., 2020	Trasera vs Frontal (Smith) con 40%, 60%, 80% 1RM	11 adultos (22±3 años)	Plataforma de fuerza + captura 3D + modelo musculoesquelético	Evaluar efecto de intensidad y tipo sobre cargas articulares	↑ TFC con mayor carga; sin diferencias en PFC ni TFS; ↑ fuerza glúteo medio
Asayama et al., 2021	Bipodal sin carga, variando ancho y orientación de pies	12 adultos (24.5±3.8 años)	Análisis 3D + fuerza de reacción + modelo musculoesquelético	Optimizar postura para reducir carga medial y mejorar activación	Postura media/neutra minimiza KCF_med; pies estrechos/rotados ↑ carga medial
Dagnese et al., 2024	Trasera con resistencia constante vs variable (bandas)	21 adultos (24±3 años)	Fuerza + cinemática 3D + torques internos	Reducir torque de rodilla con bandas en sentadilla profunda	↓ torque extensor y valgizante con bandas; útil en control neuromuscular
Kernozek et al., 2018	Desplazamiento anterior limitado (SBT) vs libre (SPT)	25 adultas (23.7±0.74 años)	15 cámaras 3D + plataformas de fuerza + modelo HBM	Comparar PFJS, PFJRF y QF entre SBT y SPT	↑ PFJS y QF en SPT; SBT reduce estrés patelofemoral; diferencia en mecánica de cadera
Escamilla et al., 2025	Bipodal vs Unipodal en BOSU vs suelo	16 adultos (29.3±7.6 años)	Cinemática 3D + plataforma de fuerza + modelo EMG-musculoesquelético	Progresión segura de carga en rehabilitación patelofemoral	↑ PFC en unipodal; BOSU reduce carga en bipodal; útil para progresión terapéutica
Song et al., 2023	Split squat con 4 longitudes de paso	18 adultos (23.9±3.7 años)	Plataforma de fuerza + captura 3D + EMG bilateral	Determinar paso óptimo para activación y control muscular	↑ glúteo, isquios y VM con pasos largos; ↑ control neuromuscular con 100-120%
Flores et al., 2020	Back squat: above, parallel, full depth + 3 cargas	19 adultas (25.1±5.8 años)	Captura 3D (Qualisys) + plataformas Bertec + Visual3D	Relación carga/profundidad sobre pKEM (estrés PF)	↑ pKEM con profundidad y carga; paralela con carga moderada = menor estrés
Escamilla et al., 2023	Wall squat vs Ball squat con variación en distancia talón-pared (HTWD)	16 adultos (29.3-30.7 años)	Plataforma de fuerza + análisis 3D + modelo musculoesquelético	Comparar carga patelofemoral entre variantes para rehabilitación	Ball squat ↑ carga en descenso; wall squat ↑ carga en ascenso; HTWD corta ↑ carga
Pal et al., 2018	Sentadilla en escalón a 60° en sujetos con PFP vs sanos	21 PFP + 16 controles (29.0±4.5)	FEA + EMG + fuerza de reacción + imagenología	Determinar qué músculos afectan más el estrés PF	Estrés PF más sensible al VML/VMO; más marcado en sujetos con malalineación
Ishida et al., 2025	Sentadilla bipodal con retroalimentación del COP	16 adultos (22.9±1.5 años)	Análisis 3D + fuerza + OpenSim + feedback visual	Reducir carga patelofemoral con ajustes posturales visuales	COP anterior/media ↓ PFJRF y estrés PF hasta 11%; sin alterar postura del tronco
Mata et al., 2021	Sentadilla estándar vs con elevación de talones	28 adultos (14 hombres, 14 mujeres)	Captura 3D (Qualisys) + 32 marcadores + Visual3D	Evaluar cómo cambia la profundidad y ROM con elevación de talones	↑ profundidad (124° vs 100°), dorsiflexión y ROM general; útil para restricciones de tobillo

Nota: 1RM: peso máximo que una persona puede levantar. EMG: Electromiografía. %MVIC: porcentaje relativo a la máxima contracción voluntaria isométrica. pKEM (Peak Knee Extension Moment): momento de extensión máxima de rodilla. KCF_med (Medial Knee Contact Force): fuerza de contacto en el compartimento medial de la articulación de la rodilla. COP (Center of Pressure): centro de presión. KV (Dynamic Knee Valgus): valgo dinámico de rodilla, Stress von Mises: medida de carga mecánica interna sobre tejidos como el cartílago, ROM (Range of Motion): rango de movimiento. PPT (Posterior Pelvic Tilt): retroversión pélvica. Resistencia variable (VR): combinación de peso libre con bandas o cadenas. Heel Raised Squat: sentadilla con elevación de talones. FEA (Finite Element Analysis): análisis por elementos finitos, técnica de simulación que permite modelar estructuras anatómicas y estimar tensiones internas como el estrés articular. PFS (Patellofemoral Stress): estrés mecánico en la articulación femoropatelar, asociado al dolor anterior de rodilla.

La Tabla 2 describe los estudios incluidos en la revisión que analizaron diferentes variaciones de la sentadilla bajo enfoques biomecánicos, neuromusculares y clínicos. En conjunto, estos trabajos investigaron cómo factores como el tipo de sentadilla, la profundidad, el uso de cargas externas, la orientación y separación de los pies, así como las adaptaciones con bandas elásticas, superficies inestables o retroalimentación visual, modifican parámetros determinantes como las fuerzas compresivas y de contacto articular, los torques de rodilla y cadera, el estrés femoropatelar, la activación muscular y el control postural.

Las muestras abarcaron principalmente adultos jóvenes físicamente activos, aunque algunos estudios incluyeron sujetos con dolor femoropatelar, lo que aportó una visión clínica complementaria. La instrumentación utilizada fue de alta precisión, incluyendo plataformas de fuerza, captura de movimiento en 3D, electromiografía de superficie y modelos musculoesqueléticos o de elementos finitos, lo que permitió cuantificar con detalle la interacción entre carga mecánica y respuesta neuromuscular.



En términos aplicados, los hallazgos muestran que el aumento progresivo de la carga y la profundidad amplifica las fuerzas compresivas tibiofemorales y el estrés patelofemoral, mientras que las bandas elásticas, la elevación de talones o la retroalimentación visual pueden modular favorablemente estas cargas, reduciendo torques o facilitando una mayor profundidad segura. Asimismo, las variantes unipodales o en superficies inestables implican mayores demandas musculares y articulares, útiles en fases avanzadas de entrenamiento o rehabilitación, pero menos recomendadas en etapas iniciales. En conjunto, la evidencia sintetizada en esta tabla proporciona un marco biomecánico sólido para orientar la prescripción individualizada de la sentadilla, optimizando su uso tanto en programas de rendimiento deportivo como en contextos de prevención y rehabilitación de lesiones.

Tabla 3. Comparativa por tipo de fuerza y carga biomecánica.

Tipo de Fuerza	Estudio	Tipo de Sentadilla	Resultados clave	Tamaño del efecto / p	Relevancia clínica
Compresión tibiofemoral (TFC)	Bini et al. (2020)	Trasera vs frontal (40–80% 1RM)	↑ TFC +1.58x \times BW al 80% 1RM	d = 1.58, p < 0.01	Evaluar carga progresiva en poblaciones con riesgo articular
Contacto medial (KCF_med)	Asayama et al. (2021)	Bipodal sin carga, pies en distintas posiciones	↑ KCF_med con pies estrechos o 30° externos	p < 0.05	Evitar posturas que aumenten carga medial en varo o OA medial
Torque extensor y valgizante	Dagnese et al. (2024)	Sentadilla trasera con bandas vs peso libre	↓ Torque extensor y valgizante con bandas elásticas	—	Útil para controlar valgo dinámico y proteger LCA
Estrés patelofemoral (PFJS)	Kernozek et al. (2018)	SBT vs SPT	↑ PFJS y PFJRF en SPT	d = -2.0, p < 0.001	Evitar SPT en PFP o maltracking
Activación muscular (EMG)	Song et al. (2023)	Split squat (50–120% longitud pierna)	↑ VM, glúteo e isquios con pasos del 100–120%	—	Reentrenamiento motor y estabilidad lumbopélvica
Modulación PFJRF y estrés PF	Escamilla (2023), Ishida (2025), Mata (2021)	Ball squat vs wall squat, feedback COP, talón elevado	↓ PFJRF hasta 11%, ↑ profundidad con talón elevado	p < 0.001	Estrategias para reducir carga patelofemoral en rehab

Nota: TFC: Fuerza compresiva tibiofemoral. \times BW: Veces el peso corporal. KCF_med: Fuerza de contacto medial en la articulación de la rodilla. PFJS: Estrés femoropatelar. OA: Osteoartritis. PFJRF: Fuerza de reacción femoropatelar. SBT: Sentadilla con bloqueo anterior. SPT: Sentadilla con desplazamiento libre. COP: Centro de presión.

La Tabla 3, que organiza los principales hallazgos cuantitativos y clínicos según el tipo de fuerza analizada en variantes de sentadilla:

Compresión tibio femoral (TFC). Bini et al. (2020); este estudio evidenció un aumento significativo de la fuerza de compresión tibiofemoral al incrementar la carga del 40% al 80% del 1RM en sentadilla trasera, con una diferencia de +1.58 veces el peso corporal (\times BW) y un tamaño del efecto muy grande (d = 1.58, p < 0.01). Esto sugiere que cargas elevadas intensifican el estrés axial en la articulación tibiofemoral, por lo que en poblaciones con riesgo articular (como operados de LCA o condropatías) se recomienda trabajar con cargas moderadas (40–60% 1RM) y supervisión técnica.

Fuerza de contacto medial (KCF_med). Asayama et al. (2021); demostró que la posición de los pies altera significativamente la distribución de carga sobre el compartimento medial de la rodilla. Posturas con pies estrechos o rotados externamente (30°) incrementan la KCF_med, lo cual podría acelerar la progresión de artrosis medial en personas con genu varo. En contraste, una postura media y neutra se asocia con menor sobrecarga, siendo más adecuada en rehabilitación y prevención.

Torque extensor y valgizante. Dagnese et al. (2024); el uso de bandas elásticas combinadas con peso libre redujo el torque extensor en flexiones profundas (~90°) y el torque valgizante, asociado al colapso medial de rodilla (valgo dinámico). Esta estrategia resulta clínicamente relevante en rehabilitación de LCA o tendinopatías rotulianas, al permitir una redistribución más segura de cargas durante el movimiento, preservando alineación articular y estimulando control neuromuscular.

Estrés patelofemoral (PFJS y PFJRF). Kernozek et al. (2018); comparando SPT (desplazamiento libre) y SBT (bloqueado), se evidenció que SPT genera significativamente mayor estrés patelofemoral y demanda del cuádriceps (PFJS = 4.2 vs 3.4 MPa, d = -1.6). En pacientes con dolor femoropatelar o maltracking, se recomienda limitar el desplazamiento anterior de rodilla como medida protectora, priorizando variantes como SBT en fases iniciales de rehabilitación.



Activación muscular (EMG). Song et al. (2023); el split squat con pasos largos (100–120% longitud de pierna) incrementa la activación del glúteo mayor, vasto medial e isquiotibiales, promoviendo una mejora en el control postural y la estabilidad lumbopélvica. Esto es útil en reentrenamiento motor o poblaciones con desbalances musculares, especialmente sin requerir carga externa.

Moduladores del estrés patelofemoral. Escamilla, Ishida y Mata; estrategias como la elevación de talones, retroalimentación visual del centro de presión (COP) o la manipulación de la distancia talón-pared permiten reducir el estrés patelofemoral hasta un 11% sin afectar la técnica. Son herramientas eficaces para adaptar la carga articular en etapas tempranas de readaptación o rehabilitación, especialmente en casos de dolor anterior de rodilla. Cada variante de sentadilla analizada en estos estudios modifica de manera específica las fuerzas articulares, activación muscular o control motor.

Tabla 4. Agrupación de estudios según aplicación clínica.

Aplicación Clínica	Estudio(s)	Tipo de Sentadilla / Intervención	Hallazgos Relevantes	Recomendación Clínica
Rehabilitación	Kernozek et al. (2018)	SBT (bloqueo desplazamiento anterior)	↓ PFJS y PFJRF vs SPT	Preferir SBT en PFP y postoperatorios para reducir estrés rotuliano
	Escamilla et al. (2023)	Ball vs wall squat (HTWD)	Diferencias en carga según fase / distancia talón-pared	Controlar HTWD y usar wall squat en fases excéntricas
	Ishida et al. (2025)	Feedback visual de COP	↓ PFJRF hasta 11% sin alterar postura	Útil para reducir carga patelofemoral en fases iniciales
	Mata et al. (2021)	Sentadilla con talones elevados	↑ profundidad, ↑ ROM tobillo y rodilla	Indicado en rigidez distal o déficit técnico
Prevención	Dagnese et al. (2024)	Sentadilla profunda con bandas elásticas	↓ torque extensor y valgizante	Previene valgo dinámico y protege estructuras articulares
	Pal et al. (2018)	Sentadilla parcial isométrica (60°)	Estrés PF muy sensible al VML/VMO	Fortalecer cuádriceps medial en maltracking y PFP
	Song et al. (2023)	Split squat con pasos largos (100–120%)	↑ activación glúteo, VM, isquios, ↑ estabilidad neuromuscular	Prevenir caídas, mejorar control lumbopélvico y pélvico
Optimización / Rendimiento	Bini et al. (2020)	Sentadilla trasera vs frontal (40–80% 1RM)	↑ TFC con mayor carga externa	Progresar carga solo en sujetos entrenados y sin riesgo articular
	Flores et al. (2020)	Sentadilla above, parallel y full + 3 cargas	↑ pKEM con carga y profundidad	Sentadilla paralela con carga moderada ideal para balance carga-estímulo

Nota: HTWD: Distancia del talón a la pared. ROM: Rango de Movimiento. PFJRF: Fuerza de reacción femoropatelar (Patellofemoral Joint Reaction). SBT: Sentadilla con bloqueo anterior. PFJS: Estrés femoropatelar. SPT: Sentadilla con desplazamiento libre. HTWD: Distancia del talón a la pared. COP: Centro de presión. TFC: Fuerza compresiva tibiofemoral. 1RM: Una repetición máxima. Pkem: Pico de momento extensor de rodilla.

La Tabla 4 organiza los estudios según su aplicación clínica principal, mostrando que las variantes orientadas a la rehabilitación (como la elevación de talones, el bloqueo del desplazamiento anterior de rodilla o el feedback visual del COP) reducen el estrés patelofemoral y resultan útiles en fases tempranas o en sujetos con dolor femoropatelar; en prevención, el uso de bandas elásticas, trabajos isométricos parciales y *split squats* con pasos largos favorecen el control neuromuscular y la activación selectiva del cuádriceps medial, contribuyendo a proteger estructuras como el LCA; mientras que, en el ámbito del rendimiento, las sentadillas con carga progresiva o mayor profundidad incrementan la demanda articular y muscular, siendo apropiadas en individuos entrenados con buena salud articular y bajo una progresión técnica adecuada.

Tabla 5. Recomendaciones clínicas específicas según condición musculoesquelética.

Condición Clínica	Estudio(s) Relevante(s)	Recomendación Específica
Dolor femoropatelar (PFP)	Kernozek et al. (2018), Ishida et al. (2025), Escamilla et al. (2023)	Evitar SPT (mayor PFJS); usar SBT, feedback COP, y wall squat progresivo con control de carga
Valgo dinámico / inestabilidad medial	Dagnese et al. (2024), Pal et al. (2018)	Sentadilla profunda con bandas para ↓ torque valgizante; fortalecer cuádriceps medial (VML/VMO)
Rigidez en tobillo o dorsiflexión limitada	Mata et al. (2021)	Usar sentadilla con talones elevados para mejorar ROM y alcanzar profundidad sin comprometer postura lumbar
Postoperatorios (LCA, menisco, artroscopia)	Dagnese et al. (2024), Kernozek et al. (2018)	Bandas elásticas y SBT reducen picos de carga articular; progresión segura en fases de reintegración funcional
Malalineación femoropatelar	Pal et al. (2018)	Priorizar ejercicios con activación selectiva del VML/VMO y control del tracking rotuliano
Pérdida de estabilidad neuromuscular	Song et al. (2023)	Split squat con pasos largos (100–120%) mejora el control postural y la activación muscular funcional



Entrenamiento para fuerza / rendimiento	Bini et al. (2020), Flores et al. (2020)	Cargas altas ($\geq 80\%$ 1RM) y profundidad total útiles en sujetos entrenados con buena tolerancia articular
---	--	---

Nota: PFP: Dolor femoropatelar. SPT: Sentadilla con desplazamiento libre. PFJS: Estrés femoropatelar. SBT: Sentadilla con bloqueo anterior. COP: Centro de Presión. ROM: Rango de Movimiento. LCA: Ligamento Cruzado Anterior. 1RM: Una Repetición Máxima. VML / VMO: Porciones del cuádriceps medial

La Tabla 5, sintetiza recomendaciones específicas sobre variantes de sentadilla en función de distintas condiciones musculoesqueléticas, con base en evidencia biomecánica sólida:

Dolor femoropatelar (PFP): Los estudios de Kernozek et al. (2018), Ishida et al. (2025) y Escamilla et al. (2023) demuestran que variantes como la sentadilla con bloqueo anterior (SBT), el uso de retroalimentación visual del centro de presión (COP) y el wall squat permiten reducir la fuerza de reacción patelo-femoral (PFJRF) y el estrés articular. Estas estrategias son especialmente útiles en fases iniciales de rehabilitación, ya que minimizan la carga sin comprometer el patrón de movimiento.

Valgo dinámico e inestabilidad medial: Según Dagnese et al. (2024), el uso de bandas elásticas en sentadillas profundas redistribuye el torque, reduciendo tanto la carga extensora como el torque valgizante. Pal et al. (2018) añade que fortalecer específicamente los músculos mediales del cuádriceps (VML, VMO) puede ser clave para controlar el maltracking rotuliano y estabilizar la rodilla en casos de valgo dinámico o riesgo ligamentoso.

Rigidez en el tobillo: Mata et al. (2021) respalda el uso de sentadillas con talones elevados como estrategia efectiva para mejorar la dorsiflexión y lograr mayor profundidad sin inducir compensaciones lumbares, ideal en sujetos con limitaciones de movilidad distal.

Postoperatorios (LCA, menisco): Dagnese et al. y Kernozek et al. recomiendan el uso de bandas elásticas o sentadillas con desplazamiento controlado para reducir los picos de carga en rodilla, permitiendo una reintegración funcional más segura en fases de readaptación.

Malalineación femoropatelar: Nuevamente Pal et al. (2018) resalta la necesidad de fortalecer el cuádriceps medial (VML, VMO), dado que son los principales moduladores del estrés sobre el cartílago articular en pacientes con maltracking rotuliano o alineaciones alteradas.

Déficit de estabilidad neuromuscular: Song et al. (2023) demostró que el split squat con pasos largos (100–120% de la longitud de pierna) mejora significativamente la activación de glúteo mayor, vasto medial e isquios, además de favorecer el control postural y la estabilidad neuromuscular.

Entrenamiento para fuerza/rendimiento: Bini et al. (2020) y Flores et al. (2020) documentan que sentadillas profundas con cargas elevadas (hasta 80–85% 1RM) aumentan la compresión tibiofemoral y los momentos extensores. Estas variantes deben reservarse para sujetos entrenados, con buena tolerancia articular y en fases avanzadas del entrenamiento para maximizar la adaptación osteomuscular.

Tabla 6. Recomendaciones generales por tipo de sentadilla

Tipo de Sentadilla	Características Principales	Aplicación Clínica y Funcional
Sentadilla trasera (Back squat)	Mayor TFC con cargas altas; \uparrow demanda a.xial	Útil en entrenamiento avanzado; precaución en condropatías
Sentadilla frontal (Front squat)	Menor inclinación de tronco; menor carga lumbar	Alternativa segura en contextos de dolor lumbar
Sentadilla con bandas (resistencia variable)	\downarrow torque extensor y valgizante en profundidad	Recomendada para valgo dinámico, reeducación funcional
Sentadilla con bloqueo anterior (SBT)	\downarrow PFJS y PFJRF, \uparrow activación de cadera	Rehabilitación inicial en PFP, menor estrés rotuliano
Sentadilla con desplazamiento libre (SPT)	\uparrow PFJS, PFJRF y QF; mayor rango de rodilla y tobillo	Fortalecimiento cuádriceps en sujetos sin restricciones articulares
Sentadilla en BOSU (bipodal)	\downarrow PFC, \uparrow control neuromuscular por inestabilidad	Inicio de rehabilitación femoropatelar y entrenamiento propioceptivo
Sentadilla unipodal	\uparrow PFJRF, \uparrow carga sobre rodilla	Avanzada; solo si existe buena tolerancia articular
Ball squat vs Wall squat	Ball: \uparrow carga en descenso. Wall: \uparrow carga en ascenso	Wall squat útil en trabajo excéntrico y controlado en PFP
Split squat (pasos largos)	\uparrow activación de glúteos, isquios y VM; mejora estabilidad lumbopélvica	Reeducación pélvica, control postural, retorno al deporte
Sentadilla con talones elevados	\uparrow profundidad y dorsiflexión; \downarrow exigencia sobre sóleo	Ideal en sujetos con movilidad limitada de tobillo

Nota: TFC: Fuerza de compresión tibiofemoral. PFJS: Estrés articular femoropatelar. PFJRF: Fuerza de reacción articular femoropatelar. QF: Fuerza del cuádriceps. PFP: Dolor femoropatelar. PFC: Compresión femoropatelar. SBT: Sentadilla con bloqueo del desplazamiento anterior de rodilla. SPT: Sentadilla con desplazamiento anterior libre de rodilla



La Tabla 6, ofrece una síntesis práctica y orientada a la intervención clínica, organizando los principales tipos de sentadillas evaluados por sus características biomecánicas y sus aplicaciones funcionales.

Sentadilla trasera (Back squat): Como reportó Bini et al. (2020), esta variante genera una mayor fuerza de compresión tibiofemoral (TFC), especialmente cuando se utilizan cargas altas ($\geq 80\%$ 1RM), lo que puede ser beneficioso en sujetos entrenados para estimular adaptaciones en densidad ósea y fuerza muscular. Sin embargo, debe aplicarse con precaución en poblaciones con condropatías, menissectomías o antecedentes articulares.

Sentadilla frontal (Front squat): Caracterizada por una menor inclinación del tronco y carga lumbar comparada con la trasera. Aunque no se analizó directamente en todos los estudios, su biomecánica favorece una postura más erguida, ideal para personas con molestias lumbares o con restricciones en movilidad torácica.

Sentadilla con bandas (resistencia variable): Según Dagnese et al. (2024), esta modalidad reduce significativamente el torque extensor de rodilla y el torque valgizante, especialmente en rangos profundos. Por ello, es muy útil en el control del valgo dinámico y en fases de reeducación funcional o postquirúrgica.

Sentadilla con bloqueo anterior (SBT): Kernozek et al. (2018) mostró que esta variante reduce el estrés femoropatelar (PFJS, PFJRF) al limitar el desplazamiento anterior de la rodilla, además de aumentar la activación de la musculatura de cadera. Es altamente recomendable en fases tempranas de rehabilitación en PFP o maltracking rotuliano.

Sentadilla con desplazamiento libre (SPT): También en el estudio de Kernozek, esta variante generó mayores cargas rotulianas y activación del cuádriceps. Es ideal para fases de fortalecimiento, pero solo en sujetos sin restricciones articulares, debido al mayor estrés articular.

Sentadilla en BOSU (bipodal): Evaluada por Escamilla et al. (2025), esta modalidad mostró menor carga patelofemoral comparada con suelo firme, a la vez que incrementa el desafío neuromuscular por la inestabilidad. Se recomienda en fases iniciales de rehabilitación de PFP, como entrenamiento propioceptivo o control motor.

Sentadilla unipodal: Esta variante genera mayores niveles de fuerza de compresión patelofemoral (PFJRF), debido a la carga sobre una sola pierna. Según Escamilla, debe reservarse para sujetos con buena tolerancia articular, idealmente en etapas avanzadas de readaptación o rendimiento.

Ball squat vs Wall squat: Escamilla et al. (2023) mostró que la sentadilla con balón genera mayor carga durante el descenso, mientras que la variante contra la pared (wall squat) incrementa la exigencia en la fase de ascenso. El wall squat es particularmente útil para entrenar la fase excéntrica en casos de PFP.

Split squat (pasos largos): Song et al. (2023) evidenció una mayor activación de glúteo mayor, isquiosurales y vasto medial, además de mejoras en la estabilidad lumbopélvica. Esta variante es ideal para el reentrenamiento motor, prevención de caídas y retorno al deporte.

Sentadilla con talones elevados: Mata et al. (2021) demostró que esta variante permite alcanzar mayor profundidad sin comprometer la postura lumbar, y es especialmente útil en personas con dorsiflexión limitada del tobillo. Mejora la mecánica global del patrón de sentadilla.

Figura 2. Recomendaciones por condición.



El flujograma Figura 2, tiene una alta relevancia clínica, ya que permite seleccionar el tipo de sentadilla más adecuado según las características individuales del paciente o usuario, optimizando la seguridad y efectividad del ejercicio. En personas sin restricciones articulares, se puede utilizar una sentadilla con desplazamiento libre, mientras que en casos de limitación de movilidad de tobillo se recomienda realizarla con los talones elevados para mejorar la mecánica articular. En presencia de dolor lumbar, la sentadilla frontal es preferida por reducir la carga sobre la columna. Finalmente, ante dolor femoropatelar, se sugiere una sentadilla con apoyo o bloqueo anterior que minimice la compresión sobre la articulación de la rodilla. Esta estrategia facilita una intervención personalizada, previene lesiones y promueve una recuperación funcional más segura y efectiva.

Discusión

El presente análisis sistemático integró evidencia biomecánica reciente sobre las principales variantes de sentadilla, con especial foco en sus efectos sobre cargas articulares (tibiofemoral, patelofemoral y de contacto medial), torque, activación muscular y moduladores de estrés, proponiendo recomendaciones específicas para su uso clínico, preventivo y de rendimiento. Los hallazgos permiten profundizar en la toma de decisiones para el diseño de programas individualizados, especialmente en contextos de rehabilitación y retorno al deporte.

Uno de los hallazgos más consistentes fue el incremento progresivo de la fuerza compresiva tibiofemoral (TFC) con cargas elevadas (Bini et al., 2020), alcanzando +1.58 veces el peso corporal al 80% del 1RM en sentadilla trasera, con un tamaño del efecto muy grande ($d = 1.58$). Esta carga axial resulta útil en poblaciones entrenadas con objetivos de fuerza o hipertrofia (Schoenfeld et al., 2016), pero requiere especial precaución en sujetos con antecedentes articulares. Tal como plantean Hartmann et al. (2013), una manipulación cuidadosa del volumen, intensidad y técnica puede mitigar los riesgos asociados.

Asimismo, el estudio de Asayama et al. (2021) confirmó que el posicionamiento de los pies influye significativamente en la distribución de carga medial femorotibial, aumentando el KCF_med con stances estrechos o rotación externa. Estos hallazgos son relevantes en el manejo de la gonartrosis medial, coincidiendo con investigaciones de Chang et al. (2020), quienes sugieren que pequeñas modificaciones en la postura pueden alterar el vector de carga y la progresión estructural del daño.

En cuanto al control del valgo dinámico, Dagnese et al. (2024) mostraron que la resistencia variable mediante bandas elásticas redujo los torques extensores y valgizantes, confirmando la hipótesis de estudios previos que argumentan que las bandas facilitan la retroalimentación motora y la activación sinérgica de musculatura estabilizadora, especialmente en fases profundas de flexión. En esta línea, Forman et al. (2023) realizaron una revisión sistemática en la que se evidenció que el uso de bandas colocadas en el muslo durante sentadillas aumenta consistentemente la activación del glúteo medio y mayor, aunque con efectos mixtos sobre el ángulo de valgo dinámico. Reece et al. (2020) observaron que, en la sentadilla con barra, las bandas incrementan significativamente la activación del glúteo mayor, pero pueden inducir un leve aumento del valgo si se utilizan con tensiones excesivas. Por su parte, Gooyers et al. (2012) y Dai et al. (2014) demostraron que la aplicación de resistencia elástica durante patrones como sentadillas y aterrizajes mejora el momento abductor de cadera y estimula la respuesta neuromuscular de estabilización, lo que refuerza la utilidad de este tipo de intervención para el entrenamiento correctivo y la prevención de lesiones.

Respecto al estrés patelofemoral, la comparación entre variantes SBT y SPT (Kernozek et al., 2018) reveló aumentos clínicamente relevantes en el PFJS y PFJRF en la sentadilla con desplazamiento anterior libre. Esto respalda recomendaciones de Powers (2010), quien enfatiza limitar el desplazamiento anterior de la rodilla en pacientes con dolor femoropatelar (PFP) o síndrome de maltracking rotuliano. Por su parte, estrategias como la elevación de talones (Yagi et al., 2022), el feedback visual del COP (Ishida et al., 2025), y la manipulación de la distancia talón-pared (Escamilla et al., 2023) mostraron reducciones de hasta un 11% en PFJRF sin alterar significativamente la cinemática, lo que coincide con propuestas de van der Heijden et al. (2021) sobre intervenciones de bajo impacto articular en rehabilitación temprana. Desde una perspectiva funcional, el split squat con pasos largos (Song et al., 2023) incrementó significativamente la activación del glúteo mayor, vasto medial e isquiotibiales, además de mejorar la estabilidad neuromuscular. Estos efectos son congruentes con estudios de Khuu et al. (2022), quienes



evidencian que variantes unilaterales promueven un control postural más efectivo y simulan demandas del deporte en planos múltiples.

Al contrastar los hallazgos de esta revisión con estudios recientes, se observa un patrón consistente respecto al impacto de la técnica en la carga articular. El metaanálisis de Reiman et al. (2023) confirma que las sentadillas profundas incrementan la activación del cuádriceps y de los estabilizadores de cadera, aunque también aumentan la compresión femorotibial, lo que respalda las recomendaciones actuales de individualizar la prescripción en función de la tolerancia articular. De forma complementaria, un ensayo controlado de Zhang et al. (2024) reportó que la ejecución de sentadillas con talones elevados mejora el control postural y la profundidad alcanzada en adultos mayores, hallazgo que coincide con lo descrito previamente por Mata et al. (2021).

Por otro lado, una revisión reciente de Krause et al. (2022) destacó que las variantes unilaterales como el split squat ofrecen ventajas neuromusculares significativas frente a las bilaterales, lo cual fortalece la recomendación de Song et al. (2023) para su inclusión en programas de reeducación postural o prevención de caídas. En cuanto a modulación del COP, un estudio de intervención con feedback háptico de Patel et al. (2024) demostró beneficios similares a los observados con retroalimentación visual, lo que abre la puerta a nuevas tecnologías en fisioterapia guiada. Finalmente, estudios como el de Lorenzetti et al. (2022) reafirman que la biomecánica del tronco y la inclinación pélvica son claves para mitigar la carga lumbar en variantes como la sentadilla frontal, lo cual, valida su inclusión en programas para sujetos con dolor lumbar o limitaciones de movilidad torácica, a pesar de no haber sido abordada en profundidad en los estudios base de esta revisión.

En cuanto a la aplicación clínica, la integración de los hallazgos permitió desarrollar un algoritmo funcional de intervención, en el cual se agruparon las variantes de sentadilla según: a) tipo de carga, b) condición musculoesquelética, y c) nivel de tolerancia articular. Esta clasificación apoya la prescripción individualizada, como también sugieren Brinlee et al. (2022), adaptando la progresión según objetivos (rehabilitación, prevención o rendimiento).

Entre las limitaciones del presente análisis se encuentra la variabilidad metodológica entre estudios, especialmente en los modelos de estimación de cargas (OpenSim, AnyBody, Visual3D), así como la predominancia de poblaciones jóvenes sanas, lo que podría restringir la extrapolación a adultos mayores o pacientes con patologías complejas. Futuros estudios deberían explorar estas variantes en contextos clínicos reales, incluyendo protocolos longitudinales, análisis de fatiga y correlación con resultados funcionales. Además una limitación del presente trabajo es que no se discuten en detalle las limitaciones propias del proceso de la revisión.

En primer lugar, aunque la extracción de datos fue realizada por dos revisores y verificada de manera cruzada, no se alcanzó una independencia absoluta en todas las etapas, lo que podría introducir sesgo en la selección y registro de la información. En segundo lugar, si bien en el protocolo inicial se consideró la posibilidad de realizar un metaanálisis, la heterogeneidad de las variables biomecánicas, los protocolos experimentales y las métricas reportadas impidió su aplicación formal, por lo que se optó por una síntesis descriptiva estructurada. Estas limitaciones metodológicas deben tenerse en cuenta al interpretar los resultados y su aplicabilidad clínica.

En definitiva, esta revisión presenta una síntesis actualizada y clínicamente relevante sobre la biomecánica de las diferentes variantes de sentadilla, integrando hallazgos que pueden orientar tanto la prescripción en rehabilitación como en programas de entrenamiento. A pesar de las limitaciones metodológicas descritas, los resultados ofrecen un marco sólido para la toma de decisiones clínicas y subrayan la necesidad de investigaciones futuras más homogéneas y con poblaciones diversas que permitan fortalecer la evidencia disponible y avanzar hacia recomendaciones más precisas y generalizables.

Conclusiones

Los resultados de esta revisión biomecánica permiten afirmar que no existe una variante de sentadilla universalmente superior, sino que su efectividad depende del contexto clínico, los objetivos funcionales y la capacidad individual del paciente o deportista. La elección de la variante debe considerar múltiples



factores modificables como la profundidad, la inclinación del tronco, la posición del pie y la base de sustentación, ya que cada uno de ellos influye significativamente en la distribución de cargas articulares, la activación muscular y el control neuromotor. Metodológicamente, el análisis integrativo de estudios experimentales, electromiográficos y de modelado musculoesquelético muestra que la prescripción de sentadillas debe individualizarse cuidadosamente, priorizando la seguridad articular y la progresión funcional. Así, el uso de variantes como la sentadilla con bandas, split squat o sentadilla con bloqueo anterior puede optimizar la carga terapéutica en pacientes con dolor patelofemoral, valgo dinámico o déficit postural, mientras que variantes más demandantes como la sentadilla profunda con carga elevada pueden reservarse para individuos entrenados con buena tolerancia articular.

En conclusión, la toma de decisiones clínicas en torno a la prescripción de sentadillas debe sustentarse en evidencia biomecánica actualizada y ajustarse a las características específicas de cada usuario. Esta estrategia permite maximizar los beneficios funcionales y reducir el riesgo de sobrecarga o lesión, promoviendo una rehabilitación más segura y eficiente.

Agradecimientos

Universidad Austral de Chile. Valdivia.

Financiación

Financiación interna.

Referencias

Datos de los/as autores/as y traductor/a:

Soraya iffat Jadue Arriaza	soraya.jadue@uach.cl	Autor/a
David Ismael Ergas Schleef	dergas@santotomas.cl	Autor/a
Yoselyn Yudhit Reyes Sanchez	yoselynreyessa@santotomas.cl	Autor/a
Rocío Beatriz Bustos Barahona	rociobustos@santotomas.cl	Autor/a
Mauricio Ernesto Tauda Tauda	mauro.tuada@gmail.com	Autor/a