



Review Paper

Musculoskeletal Simulation Methods for Estimating Anterior Cruciate Ligament Loading during High-Risk Lower Extremity Tasks: A Systematic Review

Hamidreza Zanguie¹ , Mohammad Yousefi^{*2} , Mahsa Azadeh³ , Shaghayegh Zivari⁴

1. Department of Sports Injury and Biomechanics, Faculty of Sport Sciences and health, University of Tehran, Tehran, Iran.
2. Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran.
3. Department of Corrective Exercises and Sport Injury, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran.
4. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Scan to read online



Citation: Zanguie H, Yousefi M, Azadeh M, Zivari S. Musculoskeletal Simulation Methods for Estimating Anterior Cruciate Ligament Loading during High-Risk Lower Extremity Tasks: A Systematic Review. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4):854–881. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.4.854>



Article Info:

Received: 26 August 2026**Accepted:** 12 October 2026**Published:** 31 October 2026

Keywords:

Anterior cruciate ligament; Musculoskeletal modeling; OpenSim; Ligament loading

ABSTRACT

Objective This systematic review evaluated musculoskeletal simulation approaches for estimating anterior cruciate ligament (ACL) loading during dynamic lower-limb tasks associated with injury risk, focusing on modeling methods, ACL representation, validation, and biomechanical determinants.

Methods MEDLINE/PubMed, Scopus, Web of Science, SPORTDiscus, and Google Scholar were searched for English-language studies published from 2010 to 2026. Eligible human studies used musculoskeletal, EMG-informed, or integrated musculoskeletal-finite element models to estimate ACL-related outcomes during landing, cutting, or change-of-direction tasks. Methodological quality was assessed using the Downs and Black checklist. The protocol was registered in PROSPERO (CRD420261486837).

Results Twelve studies were included. OpenSim was the most frequently used platform. Outcomes included model-estimated ACL force, strain, strain rate, and surrogate loading measures. Predicted ACL loading reflected interactions among muscle forces, external loads, multiplanar kinematics, and neuromuscular control. Knee valgus angle, knee abduction moment, and anterior tibial translation alone may be insufficient to characterize ACL loading. Evaluation methods varied, including comparisons with cadaveric data, experimental measurements, published findings, and sensitivity analyses; these methods do not provide equivalent evidence of validation.

Conclusion Musculoskeletal simulation provides a noninvasive approach to investigating ACL loading, but methodological heterogeneity and limited validation constrain the comparability of findings. Standardized methods, evaluation of subject-specific models, and independent experimental validation are needed to improve model reliability and applicability.

* Corresponding Author:

Mohammad Yousefi

m.yousefi@birjand.ac.ir

This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution 4.0 International License \(CC BY 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, adaptation, and reproduction in any medium or format, provided the original author(s) and the source are credited.

© 2027 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

Extended Abstract

Introduction

The anterior cruciate ligament (ACL) is a major passive stabilizer of the knee, playing a critical role in restraining anterior tibial translation and contributing to rotational stability (1). Excessive ACL loading during dynamic lower-limb tasks, particularly landing, cutting, and change-of-direction maneuvers, has been implicated in non-contact ACL injury mechanisms (6). Understanding the mechanical factors contributing to ACL loading is therefore essential for elucidating injury mechanisms and informing injury prevention strategies (7, 9). However, direct measurement of ACL forces and tissue-level mechanical responses during dynamic movements in vivo remains challenging and is not routinely feasible (9, 11). Consequently, musculoskeletal simulation has emerged as a noninvasive approach for estimating internal joint and ligament loading using experimentally measured kinematic and external force data (13, 15–17).

Various computational approaches have been developed to characterize neuromuscular contributions and ligament mechanics, including conventional musculoskeletal models, EMG-informed approaches, subject-specific models, and integrated musculoskeletal–finite element frameworks (14, 17). These approaches differ in model structure, input data, assumptions underlying muscle force estimation, ACL representation, and procedures for model evaluation and validation (13, 17). Furthermore, ACL-related outcomes vary across studies. While some models explicitly estimate ACL force or strain, others report surrogate measures, such as anterior tibial shear force or anterior knee joint force, which do not necessarily represent ACL loading directly. Therefore, meaningful comparisons across studies require careful consideration of the outcomes reported and the methodological evidence supporting each modeling approach (13). Given previous evidence that variations in modeling parameters can influence predicted knee ligament mechanics (13), we hypothesized that studies estimating ACL loading through musculoskeletal simulation would exhibit substantial heterogeneity in model structures, reported outcomes, and evaluation and validation procedures.

This systematic review aimed to identify, describe, and critically appraise musculoskeletal simulation approaches used to quantitatively estimate ACL loading during dynamic lower-limb tasks associated with an increased risk of ACL injury. Specifically, the review examined the modeling approaches employed, ACL representation, input data, model evaluation and validation procedures, and biomechanical factors associated with ACL loading.

Methods

A systematic literature search was conducted in MEDLINE/PubMed, Scopus, Web of Science, SPORTDiscus, and Google Scholar to identify English-language studies published between 2010 and 2026 that used computational musculoskeletal simulation to quantitatively estimate anterior cruciate ligament (ACL) loading during dynamic lower-limb tasks.

Studies were eligible if they involved human participants and employed musculoskeletal modeling to estimate ACL force, strain, strain rate, or clearly defined surrogate measures of ACL loading. Eligible approaches included conventional musculoskeletal modeling, EMG-informed or EMG-driven modeling, and integrated musculoskeletal–finite element frameworks. Studies examining dynamic tasks associated with ACL injury risk, including landing, jump-landing, cutting, and change-of-direction maneuvers, were considered. Studies without explicitly quantified ACL-related outcomes and those relying exclusively on finite element modeling without a musculoskeletal simulation component were excluded. Following screening, 12 studies met the inclusion criteria. Data were extracted on study characteristics, movement tasks, modeling software or computational frameworks, ACL-related outcomes, experimental and computational inputs, model evaluation and validation procedures, and principal findings.

Given the heterogeneity of modeling approaches and reported outcomes, direct estimates of ACL loading were distinguished from surrogate measures. Model-estimated ACL force, strain, and strain rate were classified as tissue-level outcomes, whereas anterior tibial shear force and anterior knee joint force were considered surrogate measures rather than direct estimates of ACL force. Methodological quality was assessed using the Downs and Black checklist (23), focusing on reporting quality and aspects of internal validity relevant to the included studies. Model evaluation and validation procedures were classified according to the evidence reported in each study. Comparisons with experimental measurements, previously published findings, or measured muscle activation patterns were distinguished from cadaveric validation and sensitivity analyses rather than being collectively interpreted as direct validation of ACL loading predictions. The review protocol was registered in PROSPERO (CRD420261486837).

Results

Twelve studies met the inclusion criteria, encompassing dynamic tasks such as single-leg landing, drop landing, jump-landing, cutting, alpine skiing maneuvers, and change-of-direction tasks. OpenSim was the most frequently used modeling platform, with studies employing conventional musculoskeletal models, EMG-informed approaches, and integrated musculoskeletal-finite element frameworks (25–30, 32). Reported ACL-related outcomes varied across studies and included ACL force, strain, strain rate, and surrogate measures such as anterior tibial shear force and anterior knee joint force (28, 30, 32, 35, 38). Importantly, these surrogate measures reflect mechanical factors associated with ACL loading and should not be interpreted as direct estimates of ACL force or tissue-level strain (28).

Across studies, ACL loading estimates were associated with interactions among muscle forces, external loads, multiplanar joint kinematics, and neuromuscular control (26–28, 30, 34). Variations in hamstring strength, soleus force, hip abductor function, muscle activation, and external knee moments were associated with changes in predicted ACL loading, although the direction and magnitude of these associations depended on the movement task and overall movement strategy (26, 27, 34). Modifications in landing strategy could alter muscle forces and knee mechanics without necessarily producing significant changes in predicted ACL force (25). More sophisticated modeling approaches provided additional insights into neuromuscular contributions and tissue-level mechanical responses (28, 32). EMG-informed models incorporated experimentally measured muscle activation data, whereas integrated musculoskeletal-finite element frameworks enabled the estimation of ACL force and strain (28, 38). Predictive simulations further suggested that task-related factors, including landing height, hip rotation, trunk control, and change-of-direction angle, may influence ACL-related mechanical outcomes (30, 33).

Model evaluation and validation procedures varied substantially across studies. Reported approaches included comparisons with cadaveric experimental data, assessments of simulated kinematics, kinetics, or muscle activation against experimental measurements, comparisons with previously published findings, and sensitivity analyses. These procedures provide different types and levels of supporting evidence and should not be regarded as equivalent forms of direct validation of ACL loading predictions (32, 33). A summary of the included studies is presented in Table 1.

Table 1. Characteristics of studies, modeling methods, input data, evaluation methods, and findings related to ACL loading

Study	Movement task	Modeling framework	ACL outcome	Input data	Model evaluation/validation	Main ACL-related finding
Mokhtarzadeh et al. (2013) (26)	Single-leg landing	OpenSim	ACL force	Kinematics, GRF	Comparison of model outputs with previous literature	Posterior soleus force on the tibia contributed to reducing anterior ACL loading
Weinhandl et al. (2014) (34)	Side-step cutting	Musculoskeletal model	ACL force	Kinematics, GRF	Comparison with experimental kinematic and kinetic data	Reduced hamstring strength was associated with increased ACL loading.
Navacchia et al. (2019) (28)	Drop vertical jump	OpenSim, EMG-informed	Anterior tibial shear force (surrogate)	Motion analysis, GRF, EMG	Comparison with optimization-based modeling and experimental EMG	Quadriceps–hamstring co-contraction was associated with reduced anterior tibial shear force, whereas quadriceps–gastrocnemius co-contraction increased it
Nasseri et al. (2020) (32)	Drop landing	Neuromusculoskeletal model + 3D ACL model	ACL force	Kinematics, muscle forces	Validation of the ACL model using cadaveric experimental data	ACL loading was primarily associated with sagittal-plane loading and muscle forces.
Heinrich et al. (2021) (31)	Jump landing in alpine skiing	Musculoskeletal model + optimal control	ACL force	Kinematics, dynamics, muscle activation	Comparison of simulation with experimental data	Optimization of neuromuscular control substantially reduced the predicted peak ACL force.
Kim et al. (2021) (27)	Single-leg landing	OpenSim	ACL force	Motion data, GRF, EMG	Comparison of simulated muscle activation with experimental EMG and use of a validated musculoskeletal model	Hip-abductor fatigue altered movement strategy without significantly increasing ACL force
Ueno et al. (2021) (38)	Asymmetrical drop vertical jump	OpenSim + finite element model	ACL force and strain	Kinematics, GRF, EMG	FE model validation using in vitro experimental data	Pivot-shift mechanics increased ACL force and strain.
Daliet et al. (2021) (29)	Dynamic simulation	OpenSim	ACL force	Muscle activation, external moments	Sensitivity analysis	External moments and muscle activation jointly influenced ACL force.
Chen et al. (2022) (25)	Drop landing, drop vertical jump, forward vertical jump	OpenSim	ACL force	Motion analysis, force plate, EMG	Comparison of model kinetic outputs with experimental data	Landing strategy altered muscle forces and knee mechanics without significant differences in ACL force among conditions.

Study	Movement task	Modeling framework	ACL outcome	Input data	Model evaluation/validation	Main ACL-related finding
Heinrich et al. (2023) (35)	Turning maneuvers in alpine skiing	Musculoskeletal model + data-driven knee model	ACL force	Experimental kinematics, skier track, EMG	Comparison of simulated and experimental movement and muscle activation patterns	ACL forces were estimated during turning, with important contributions from frontal-plane mechanics and external knee abduction moments.
Moustridi et al. (2023) (33)	Single-leg landing	OpenSim + SCONE + Moco	Anterior knee force (surrogate)	Predictive simulation inputs and constraints	Comparison with previous literature	Landing height, hip rotation, and trunk control influenced ACL-related injury risk factors.
Huthöfer et al. (2026) (30)	Change-of-direction sprints	OpenSim + multibody knee model + COMAK	ACL strain and strain rate	3D motion capture, GRF	Comparison with physiologically plausible ranges reported in previous studies	Smaller change-of-direction angles produced greater ACL strain and strain rate.

Discussion

The findings of this systematic review suggest that computational estimates of anterior cruciate ligament (ACL) loading reflect complex interactions among multiple biomechanical and neuromuscular factors. Across the included studies, predicted ACL forces and tissue-level responses were associated with muscle forces, external loads, multiplanar joint kinematics, and neuromuscular control (32, 36). These findings indicate that ACL loading cannot be adequately characterized by a single external biomechanical variable (32). The contribution of individual muscle groups varied according to the movement task and overall neuromuscular strategy. Changes in hamstring capacity, soleus force, and hip abductor function were associated with different loading responses across tasks (26, 27, 34). Accordingly, the influence of individual muscles on ACL loading should be interpreted within the broader context of muscle force distribution and movement mechanics rather than as an isolated mechanism (29). The findings also highlight the importance of distinguishing model-estimated ACL outcomes from surrogate measures. Estimates of ACL force, strain, and strain rate provide information about tissue-level mechanical responses, whereas anterior tibial shear force and anterior knee joint force represent indirect mechanical indicators that should not be interpreted as equivalent to ACL force (28, 30, 38). This distinction is particularly relevant when comparing studies that employ different computational representations of the knee and ACL.

Substantial methodological heterogeneity was also evident across the included studies. Differences in model architecture, subject representation, muscle force estimation, experimental inputs, ACL representation, and evaluation procedures complicate direct comparisons (26, 30, 32, 34, 38). Although EMG-informed and integrated musculoskeletal-finite element frameworks may provide additional insights into neuromuscular activation and tissue-level mechanics (28, 38), current evidence does not establish their consistent superiority over conventional approaches. Direct comparisons using identical participants, movement tasks, input data, and outcome measures are needed to determine whether specific modeling frameworks yield more accurate or reliable ACL loading estimates. Model validation remains particularly challenging because direct *in vivo* measurements of ACL force are rarely feasible. Consequently, computational predictions are often evaluated indirectly using experimental measurements, cadaveric data, or previously published findings. The included studies employed different evaluation procedures, ranging from cadaveric validation to comparisons of simulated kinematics, kinetics, and muscle activation patterns with experimental measurements (26, 30, 32, 34, 38). However, these approaches provide different levels of evidence and should not be considered interchangeable forms of direct validation of ACL loading predictions.

Subject-specific modeling represents a potentially valuable direction for future research. Individual differences in anatomical geometry, muscle capacity, tissue properties, and movement strategies may affect predicted ACL loading. Incorporating subject-specific information could therefore enhance the physiological relevance of model predictions. Nevertheless, available evidence remains insufficient to establish whether subject-specific models consistently improve the accuracy of ACL loading estimates. Future investigations should directly compare generic and subject-specific models under standardized conditions, using independent experimental reference measures whenever feasible. Overall, musculoskeletal simulation provides a useful framework for investigating potential ACL loading mechanisms, but the current evidence does not support identifying any single modeling approach as universally superior. Greater methodological transparency, standardized reporting, and independent validation are essential for improving confidence in computational estimates of ACL loading.

Conclusion

This systematic review of 12 studies highlights the potential of musculoskeletal simulation to investigate anterior cruciate ligament (ACL) loading during dynamic lower-limb tasks associated

with injury risk. The findings suggest that predicted ACL loading reflects complex interactions among muscle forces, external loads, multiplanar joint kinematics, and neuromuscular control. However, model-estimated ACL force, strain, and strain rate should be distinguished from surrogate loading measures, as these outcomes are not interchangeable. Substantial heterogeneity in modeling approaches, input data, ACL representation, and validation procedures limits the comparability and generalizability of current findings. Moreover, the scarcity of direct in vivo ACL measurements remains a major challenge for model validation. Future research should emphasize subject-specific modeling, standardized methodologies and reporting, and rigorous validation against independent experimental reference measures to improve the reliability of ACL loading estimates and support their application in injury prevention research and, following adequate validation, clinical practice.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

There were no ethical considerations to be considered in this research.

Funding

This research received no specific grant from any funding agency in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' contributions

Hamidreza Zanguie and Mohammad Yousefi contributed to the study conception and design, literature search, study selection, data extraction, analysis and interpretation of findings, and preparation of the original manuscript draft. Mahsa Azadeh and Shaghayegh Zivari contributed to methodological oversight, interpretation of findings, and critical review and revision of the manuscript. All authors reviewed and approved the final version of the manuscript.

Conflicts of interest

The authors declare no conflict of interest.

مقاله مروری

روش‌های شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی برای برآورد بار لیگامان صلیبی قدامی حین تکالیف پرخطر اندام تحتانی: مروری سیستماتیک

حمیدرضا زنگوئی^۱، محمد یوسفی^{۲*}، مهسا آزاده^۳، شقایق زیوری^۴

۱. گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

۲. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.

۳. گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران.

۴. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

Scan to read online

**Citation:** Zanguie H, Yousefi M, Azadeh M, Zivari S. Musculoskeletal Simulation Methods for Estimating Anterior Cruciate Ligament Loading during High-Risk Lower Extremity Tasks: A Systematic Review. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4):854-881. <https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.4.854>

چکیده

هدف: این مرور نظام‌مند با هدف ارزیابی روش‌های شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی برای برآورد بارگذاری رباط صلیبی قدامی (ACL) طی حرکات پرخطر اندام تحتانی، با تأکید بر رویکردهای مدل‌سازی، اعتبارسنجی و عوامل بیومکانیکی مرتبط انجام شد.

روش‌ها: جست‌وجو در پایگاه‌های MEDLINE/PubMed، Web of Science، Scopus، SPORTDiscus و Google Scholar برای مطالعات انگلیسی‌زبان منتشرشده بین سال‌های ۲۰۱۰ تا ۲۰۲۶ انجام شد. مطالعات انسانی که از مدل‌های اسکلتی-عضلانی، مبتنی بر الکترومایوگرافی (EMG) یا تلفیقی اسکلتی-عضلانی-اجزای محدود برای برآورد پیامدهای مرتبط با بارگذاری ACL طی تکالیف فرود، برش حرکتی یا تغییر جهت استفاده کرده بودند، وارد مرور شدند. کیفیت روش‌شناختی با چک‌لیست Downs and Black ارزیابی شد. پروتکل مطالعه در سامانه PROSPERO با شماره CRD420261486837 ثبت شد.

یافته‌ها: دوازده مطالعه وارد مرور شدند و OpenSim پرکاربردترین بستر مدل‌سازی بود. پیامدها شامل نیروی ACL، کرنش، نرخ کرنش و شاخص‌های جایگزین بارگذاری بودند. بارگذاری پیش‌بینی‌شده ACL به تعامل عوامل عضلانی، نیروهای خارجی، سینماتیک و کنترل عصبی عضلانی وابسته بود و با یک متغیر به‌تنهایی قابل تبیین نبود. روش‌های ارزیابی و اعتبارسنجی مدل‌ها نیز متفاوت بودند و شواهد یکسانی از اعتبار پیش‌بینی‌ها ارائه نمی‌کردند.

نتیجه‌گیری: شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی روشی غیرتهاجمی برای بررسی بارگذاری ACL است، اما ناهمگونی روش‌های مدل‌سازی و محدودیت‌های اعتبارسنجی، مقایسه‌پذیری یافته‌ها را کاهش می‌دهد. استانداردسازی روش‌ها، ارزیابی مدل‌های اختصاصی هر فرد و اعتبارسنجی تجربی مستقل برای بهبود قابلیت اطمینان و کاربردپذیری این مدل‌ها ضروری است.

اطلاعات مقاله:

دریافت: ۴ شهریور ۱۴۰۵

پذیرش: ۲۰ مهر ۱۴۰۵

انتشار: ۹ آبان ۱۴۰۵

کلیدواژه‌ها:

لیگامان صلیبی قدامی، مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی، اپن‌سیم، بارگذاری لیگامان

* نویسنده مسئول:

محمد یوسفی

m.yousefi@birjand.ac.ir

This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution 4.0 International License \(CC BY 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, adaptation, and reproduction in any medium or format, provided the original author(s) and the source are credited.

© 2027 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

مقدمه

لیگامان صلیبی قدامی (ACL) یکی از حیاتی‌ترین تثبیت‌کننده‌های مفصل زانو است که نقش محوری در کنترل جابجایی قدامی-تیبیا نسبت به فمور و محدودسازی چرخش داخلی تیبیا ایفا می‌کند (۱). این لیگامان از جمله آسیب‌پذیرترین ساختارهای اسکلتی-عضلانی در ورزشکاران حرفه‌ای و تفریحی به شمار می‌رود؛ به‌گونه‌ای که سالانه حدود ۲۰۰/۰۰۰ مورد آسیب ACL تنها در ایالات‌متحده گزارش می‌شود و هزینه درمانی آن به بیش از دو میلیارد دلار در سال می‌رسد (۲). بروز این آسیب در ورزش‌های پرخطر مانند بسکتبال، فوتبال و والیبال در میان ورزشکاران زن به‌طور معنی‌داری بالاتر از مردان است و خطر نسبی آن بین ۳ تا ۸ برابر گزارش شده‌است (۳، ۴). پیامدهای این آسیب فراتر از محدودیت‌های حرکتی کوتاه مدت است و هزینه‌های بالای جراحی بازسازی، دوره‌های طولانی توان‌بخشی، و افزایش خطر استوآرتريت زانو در بلند مدت را در برمی‌گیرد (۲، ۳). از منظر بالینی، ارزیابی مداخلات درمانی و پیامدهای عملکردی در اختلالات مفصل زانو نیز از موضوعات مورد توجه پژوهش‌های اسکلتی-عضلانی است؛ برای نمونه، اثر تمرین درمانی و ارتوکین درمانی بر درد، خشکی مفصل و قدرت عضله چهارسرران در زنان مبتلا به استوآرتريت زانو مقایسه شده است (۵). شواهد اپیدمیولوژیک و مطالعات ویدئویی مکانیسم آسیب نشان می‌دهند بیش از ۷۰ درصد آسیب‌های ACL در غیاب تماس مستقیم و طی مانورهای پویای پرخطر مانند فرود از ارتفاع، پرش-فرود، تغییر جهت ناگهانی و توقف سریع رخ می‌دهند (۶). در این مکانیسم غیربرخوردی، ترکیب هم‌زمان نیروی فشاری محوری، گشتاور والگوس زانو و گشتاور چرخش داخلی تیبیا در کسری از ثانیه بار وارده بر لیگامان را به‌طور ناگهانی افزایش می‌دهد و می‌تواند به پارگی آن منجر شود (۷). این ویژگی مکانیسم آسیب، تکالیف پویای اندام تحتانی را به پنجره اصلی مداخلات پیشگیرانه و ارزیابی بیومکانیکی در حوزه طب ورزشی و بیومکانیک بالینی تبدیل کرده است. در کنار بررسی مکانیسم‌های آسیب و عوامل بیومکانیکی مرتبط با آن، پژوهش‌هایی نیز به ارزیابی اثر مداخلات مکانیکی بر عملکرد و پایداری اندام تحتانی پرداخته‌اند؛ از جمله، اثر کفی‌های ترموپلاستیک بر پارامترهای مرکز فشار در افراد مبتلا به کف پای صاف بررسی شده است (۸).

درک کمی از بار واقعی وارد بر لیگامان صلیبی قدامی طی تکالیف پرخطر، پیش‌نیازی اساسی برای طراحی راهبردهای پیشگیری از آسیب، ارزیابی ایمنی تکنیک‌های حرکتی و بهینه‌سازی پروتکل‌های توان‌بخشی به شمار می‌رود (۹، ۱۰). با این حال، اندازه‌گیری مستقیم نیرو یا بارگذاری ACL در شرایط زنده با محدودیت‌های جدی روبه‌روست. حسگرهای کاشتنی داخل لیگامان مانند حسگر کرنش مبتنی بر اثر هال و حسگر مبدل رلوکتانس متغیر تفاضلی با وجود دقت بالا در ثبت مستقیم بارگذاری، بسیار تهاجمی‌اند و تاکنون عمدتاً در محیط‌های جراحی کنترل شده و طی حرکات ایستا یا محدود به کار گرفته شده‌اند، نه در تکالیف دینامیک واقعی نظیر فرود پرشی یا تغییر مسیر ناگهانی (۹، ۱۱). از سوی دیگر، مطالعات کاداوریک نیز با محدودیتی ذاتی مواجه‌اند: این مدل‌ها قادر به باز تولید فعالیت هم‌زمان و پویای گروه‌های عضلانی و شرایط بارگذاری فیزیولوژیک حین حرکات پرسرعت نیستند و عمدتاً بارگذاری‌های ساده و شبه استاتیک را شبیه‌سازی می‌کنند (۱۰، ۱۲). همین محدودیت‌های روش‌شناختی است که مدل‌سازی محاسباتی و شبیه‌سازی اسکلتی عضلانی را به رویکردی مکمل و غیرتهاجمی برای برآورد غیرمستقیم بار ACL در شرایط دینامیک واقعی تبدیل کرده و در سال‌های اخیر توجه پژوهشگران را به این سمت جلب کرده است (۱۳).

با توجه به عدم امکان اندازه‌گیری مستقیم و ایمن نیروی وارد بر لیگامان صلیبی قدامی طی فعالیت‌های پویا، پژوهشگران رویکردهای غیرتهاجمی متعددی را برای برآورد این متغیر توسعه داده‌اند که جایگزین روش‌های تهاجمی مبتنی بر کاشت حسگرهای بارگذاری سنج شده‌اند (۱۴). یکی از رایج‌ترین این رویکردها، شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی است که با یکپارچه‌سازی داده‌های کینماتیک

حاصل از سیستم‌های آنالیز حرکت، نیروی عکس‌العمل زمین، و در برخی موارد سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی در قالب مدل‌های چند جسمی، امکان تخمین هم‌زمان نیروی عضلانی، بار مفصلی و نیروی لیگامانی را فراهم می‌سازد؛ نمونه بارز آن پلتفرم‌های نرم‌افزاری اپنسیم و آنی‌بادی هستند (۱۵-۱۷). در کنار این رویکرد، مدل‌های مبتنی بر الکترومایوگرافی از سیگنال‌های فعال‌سازی عضلانی ثبت شده برای محدود کردن یا هدایت فرایند تخمین نیروهای عضلانی استفاده می‌کنند. با این حال، دقت برآوردهای حاصل به ساختار مدل، کیفیت داده‌های ورودی و شواهد اعتبارسنجی آن وابسته است و استفاده از الکترومایوگرافی به‌تنهایی دقت بیشتر مدل را تضمین نمی‌کند (۱۷). رویکرد دیگر، تکنیک‌های تصویربرداری چندوجهی است که با ترکیب رادیوگرافی دو صفحه‌ای پرسرعت با تصاویر رزونانس مغناطیسی برای بازسازی مدل‌های سه‌بعدی اختصاصی هر فرد، جابه‌جایی استخوان‌های ران و درشتنی و طولیل شدگی لیگامان را طی حرکات پویا مانند فرود تک پا به‌صورت غیرتهاجمی ردیابی می‌کند (۱۸). این روش‌ها در کنار هم، طیفی از دقت، پیچیدگی محاسباتی و کاربردپذیری را ارائه می‌دهند و امکان بررسی غیرتهاجمی حرکات پویا را فراهم می‌کنند. با این حال، اعتبار برآوردهای آن‌ها به روش ارزیابی و شواهد اعتبارسنجی موجود وابسته است. در مطالعات بیومکانیکی، روش تحلیل مؤلفه‌های اصلی نیز برای کاهش بُعد داده‌ها و شناسایی متغیرهای مهم به کار رفته است؛ برای نمونه، این روش برای تحلیل متغیرهای آنتروپومتریکی و بیومکانیکی مرتبط با استعدادیابی کاراته‌کاران نوجوان استفاده شده است (۱۹). این شواهد ممکن است شامل مقایسه با داده‌های تجربی، داده‌های کاداوریک یا اندازه‌گیری‌های حاصل از حسگرهای کاشتنی باشد و در همه مطالعات به یک شکل در دسترس نیست (۱۴).

با وجود رشد قابل ملاحظه‌ای پژوهش‌های شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی در حوزه بیومکانیک زانو، تاکنون مرور سیستماتیکی که به‌طور اختصاصی روش‌های شبیه‌سازی محاسباتی برای برآورد نیرو یا بارگذاری ACL حین تکالیف پویای پرخطر اندام تحتانی را مرور، دسته‌بندی و ارزیابی کیفی کرده باشد، انجام نشده است. مرورهای سیستماتیک موجود عمدتاً بر عوامل خطر بیومکانیکی مبتنی بر اندازه‌گیری‌های کینماتیک-کینتیک مستقیم یا متغیرهای جایگزین مانند گشتاور ابدکتوری زانو تمرکز کرده‌اند، نه بر ارزیابی روش‌شناختی ابزارهای شبیه‌سازی محاسباتی در برآورد کمی نیروی ACL (۲۰، ۲۱). نزدیک‌ترین نمونه‌ی موجود در این زمینه، مروری است که تأثیر پارامترهای مدل‌سازی بر رفتار مکانیکی لیگامان‌های زانو را به‌طور کلی بررسی کرده است (۱۳). این شکاف پژوهشی اهمیت ویژه‌ای دارد، زیرا بدون درک جامع از توانمندی‌ها، محدودیت‌ها و اعتبار تطبیقی این رویکردهای محاسباتی، انتخاب روش مناسب برای مطالعات آتی و ترجمه‌ی یافته‌های شبیه‌سازی به کاربرد بالینی دشوار خواهد بود. بر این اساس و با توجه به شواهد پیشین مبنی بر تأثیر تفاوت در پارامترهای مدل‌سازی بر پیش‌بینی مکانیک لیگامان‌های زانو (۱۳)، فرض بر این بود که مطالعات شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی برای برآورد بارگذاری ACL از نظر ساختار مدل‌ها، نوع پیامدهای گزارش‌شده و روش‌های ارزیابی و اعتبارسنجی، ناهمگونی قابل‌توجهی داشته باشند. بر این اساس، مرور حاضر مطالعات انسانی را در نظر می‌گیرد که در آن‌ها از روش‌های شبیه‌سازی محاسباتی اسکلتی-عضلانی، شامل مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی متعارف، مدل‌های مبتنی بر الکترومایوگرافی و چارچوب‌های ترکیبی اسکلتی-عضلانی-اجزای محدود، برای برآورد کمی بارگذاری ACL استفاده شده است. پیامدهای مورد بررسی شامل شاخص‌های مستقیم مرتبط با ACL، مانند نیروی لیگامان، کرنش و نرخ کرنش آن، و نیز شاخص‌های جانشین مرتبط با بارگذاری ACL است. این دو دسته پیامد در استخراج و تفسیر یافته‌ها از یکدیگر متمایز در نظر گرفته می‌شوند. مطالعات مربوط به تکالیف پویای پرخطر، از جمله فرود تک پا یا دوپا، پرش و فرود، برش، تغییر جهت ناگهانی و توقف سریع، در دامنه‌ی موضوعی این مرور قرار می‌گیرند. در مقابل، مطالعاتی که هیچ پیامد کمی مشخصی درباره ACL یا شاخص جانشین تعریف

شده‌ای برای بارگذاری آن گزارش نکرده‌اند، و نیز مطالعاتی که صرفاً از مدل‌سازی اجزای محدود، بدون مؤلفه مناسب شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی، استفاده کرده‌اند، با معیارهای این مرور مطابقت ندارند. لذا هدف این مرور سیستماتیک، شناسایی، توصیف و ارزیابی انتقادی روش‌ها و مدل‌های شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی است که برای برآورد نیرو یا بارگذاری لیگامان صلیبی قدامی حین تکالیف پرخطر اندام تحتانی شامل فرود تک پا و دوپا، پرش-فرود، برش، تغییر جهت ناگهانی و توقف سریع، در شرکت‌کنندگان انسانی به کار رفته‌اند. لذا یافته‌های این مرور، پایه‌ی روش‌شناختی مناسبی برای انتخاب رویکرد شبیه‌سازی مناسب در مطالعات آتی فراهم می‌آورد.

روش‌ها

استراتژی جست‌وجو

جست‌وجوی نظام‌مند منابع با هدف شناسایی مطالعات مرتبط با شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی برای برآورد بارگذاری لیگامان صلیبی قدامی طی تکالیف پویای پرخطر انجام شد. پایگاه‌های اطلاعاتی MEDLINE/PubMed، Scopus، Web of Science و SPORTDiscus برای شناسایی مقالات منتشر شده تا تاریخ ۱۶ جولای ۲۰۲۶ انجام شد. جست‌وجو به زبان انگلیسی و با محدودیت زمانی بازه‌ی انتشار ۲۰۱۰ تا ۲۰۲۶ صورت گرفت. همچنین، مطالعات تکمیلی مرتبط از طریق پایگاه Google Scholar شناسایی شدند.

راهبرد جست‌وجو بر اساس ترکیبی از سه گروه اصطلاحات مرتبط با مدل‌سازی و شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی، لیگامان صلیبی قدامی و شاخص‌های بارگذاری آن و تکالیف پویای پرخطر اندام تحتانی طراحی شد. در این راهبرد، از عملگرهای بولی AND و OR و از صورت‌های مختلف واژگان و اصطلاحات تخصصی برای افزایش پوشش مطالعات مرتبط استفاده شد. عبارت جست‌وجوی استفاده شده به شرح زیر بود:

("musculoskeletal model" OR "musculoskeletal simulation" OR "biomechanical simulation" OR "computational model*" OR "multibody dynamics" OR "forward dynamics" OR "inverse dynamics" OR "EMG-driven model*" OR OpenSim OR AnyBody) AND ("anterior cruciate ligament" OR ACL OR "ACL force" OR "ACL load" OR "ACL strain" OR "ACL stress" OR "knee ligament load*" OR "ligamentous force") AND (landing OR "jump-landing" OR "single-leg landing" OR "double-leg landing" OR "drop landing" OR "cutting maneuver" OR sidestep OR deceleration OR pivot OR "change of direction" OR "stop-jump").*

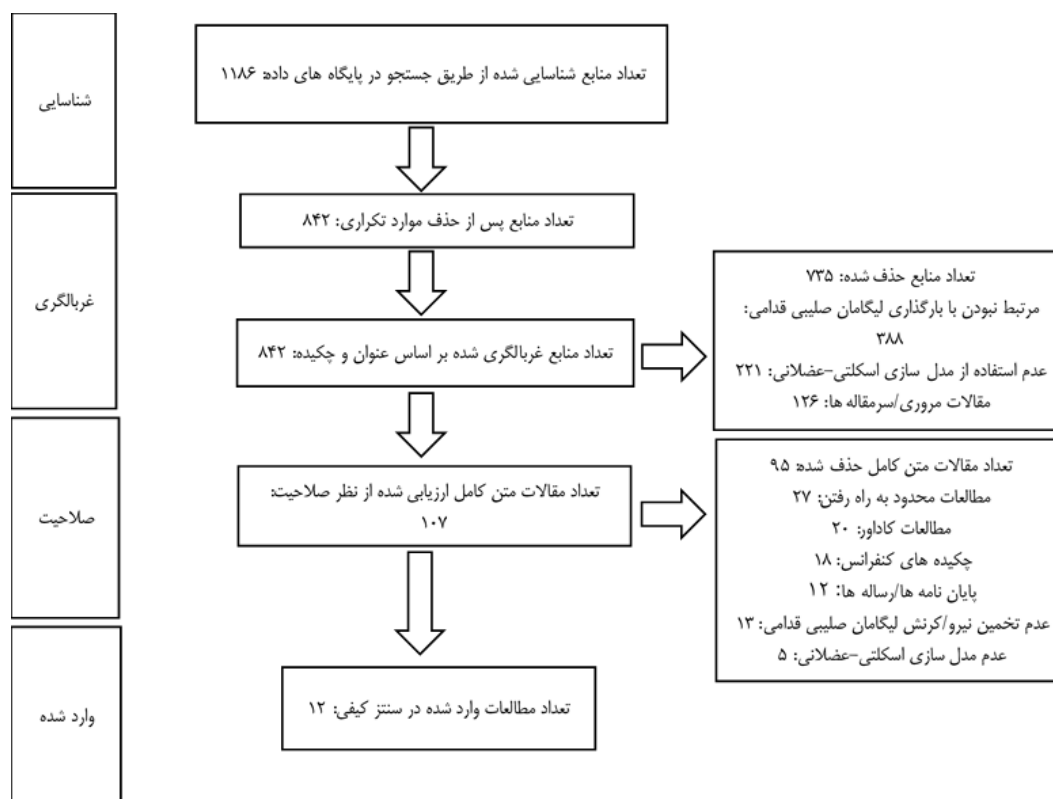
نتایج حاصل از جست‌وجو بر اساس میزان ارتباط با سؤال پژوهش بررسی شدند و مطالعات مرتبط پس از ارزیابی عنوان و چکیده، در صورت انطباق با معیارهای ورود و خروج، برای بررسی متن کامل در نظر گرفته شدند. در مجموع، ۵۰۰ نتیجه اول حاصل از جست‌وجوی Google Scholar بررسی و مطالعات واجد شرایط شناسایی شده از این طریق، پس از حذف موارد تکراری، در فرایند غربالگری و ارزیابی نهایی قرار گرفتند. پس از اتمام جست‌جو، کلیه منابع شناسایی شده به نرم‌افزار اندنوت وارد شدند. حذف موارد تکراری در دو مرحله انجام پذیرفت: (۱) حذف خودکار با استفاده از الگوریتم برامر و همکاران (۲۰۱۶) (۲۲) مبتنی بر تطبیق نویسنده، سال، عنوان و مجله؛ (۲) حذف دستی توسط یک نویسنده (ح.ز) برای شناسایی موارد تکراری باقی‌مانده که به دلیل اختلافات جزئی در فیلدهای کتاب‌شناختی، توسط نرم‌افزار شناسایی نشده بودند.

معیارهای ورود و خروج

مطالعات در صورتی برای ورود به مرور سیستماتیک در نظر گرفته شدند که: (۱) به بررسی روش‌های مدل‌سازی یا شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی برای برآورد بارگذاری لیگامان صلیبی قدامی پرداخته باشند؛ (۲) شرکت‌کنندگان مطالعه را انسان‌های سالم یا افراد دارای اختلالات اسکلتی-عضلانی تشکیل داده باشند؛ (۳) از یک رویکرد مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی، از جمله مدل‌های اسکلتی-عضلانی مبتنی بر دینامیک چند جسمی، مدل‌های بر پایه‌ی الکترومایوگرافی، مدل‌های مبتنی بر اپنسیم یا انی‌بادی و سایر روش‌های مشابه استفاده کرده باشند؛ (۴) بارگذاری ACL یا شاخص‌های مکانیکی مستقیماً مرتبط با آن را به‌صورت کمی، برآورد یا گزارش کرده باشند؛ (۵) مدل‌سازی در حین انجام تکالیف پویای پرخطر اندام تحتانی، از جمله فرود، پرش-فرود، تغییر جهت، برش، کاهش سرعت، چرخش، توقف ناگهانی انجام شده باشد؛ و (۶) مطالعه به‌صورت مقاله کامل، داوری شده و به زبان انگلیسی منتشر شده باشد. در بررسی معیار چهارم، میان پیامدهای مستقیم مرتبط با ACL و شاخص‌های جانشین تمایز گذاشته شد. نیروی ACL، کرنش یا تنش لیگامان در دسته پیامدهای مستقیم قرار گرفتند. نیروهای قدامی تیبیا یا سایر نیروهای زانو تنها در مواردی به‌عنوان شاخص مرتبط با بارگذاری ACL در نظر گرفته شدند که مطالعه اصلی ارتباط آن‌ها را با بارگذاری ACL در چارچوب مدل خود تعریف کرده یا توجیه کرده بود. بنابراین، مطالعاتی که صرفاً شاخص‌های جانشین، مانند گشتاور ابدکتوری زانو، را بدون برآورد بارگذاری ACL یا ارائه شاخص مکانیکی واجد شرایط گزارش کرده بودند، وارد مرور نشدند.

مطالعاتی که دارای هر یک از شرایط زیر بودند از مرور خارج شدند: (۱) مطالعات منتشر شده به زبان‌های غیرانگلیسی؛ (۲) مطالعاتی که صرفاً به بررسی درمان، بازسازی جراحی یا توان‌بخشی آسیب ACL پرداخته بودند و هدف آن‌ها برآورد بارگذاری ACL نبود؛ (۳) مطالعاتی که صرفاً از شاخص‌های جانشین بارگذاری ACL مانند گشتاور ابدکتوری زانو، بدون برآورد مستقیم یا مدل‌سازی نیروی ACL استفاده کرده بودند؛ (۴) مطالعات حیوانی یا مدل‌های کاداوریک؛ (۵) مطالعاتی که صرفاً از مدل‌سازی اجزای محدود استفاده کرده بودند و فاقد رویکرد مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی بودند؛ (۶) مطالعاتی که داده‌های اصلی پژوهشی ارائه نمی‌کردند، از جمله مقالات مروری، متاآنالیزها، سرمقاله‌ها، نامه‌ها، دیدگاه‌ها و چکیده‌های کنفرانسی؛ (۷) پایان‌نامه‌ها و رساله‌های دانشگاهی؛ و (۸) مطالعاتی که متن کامل آن‌ها در دسترس نبود.

جست‌وجوی اولیه در پایگاه‌های اطلاعاتی، پس از حذف مطالعات تکراری، ۱۱۸۶ رکورد را برای غربالگری شناسایی کرد. در مرحله نخست، عنوان و چکیده رکوردها از نظر ارتباط با سؤال پژوهش و انطباق اولیه با معیارهای ورود و خروج بررسی شدند. بر اساس این بررسی، مطالعات نامرتبب کنار گذاشته شدند و در مجموع ۱۰۷ مقاله برای بررسی متن کامل انتخاب شدند. در مرحله دوم، متن کامل این مقالات بررسی شد تا واجد شرایط بودن آن‌ها بر اساس معیارهای از پیش تعیین شده مشخص شود. پس از این ارزیابی، ۱۲ مطالعه در مرور سیستماتیک نهایی وارد شدند. دلایل اصلی حذف مطالعات در مرحله بررسی متن کامل شامل انجام تکلیف صرفاً راه رفتن، استفاده از مدل‌های کاداوریک، انتشار به‌صورت چکیده کنفرانسی، پایان‌نامه یا رساله، و عدم ارائه برآورد مستقیم نیرو یا کرنش ACL بود. تعداد رکوردهای شناسایی‌شده، موارد حذف شده به دلیل تکراری بودن، نتایج غربالگری عنوان و چکیده، مقالات بررسی شده در متن کامل، دلایل حذف در مرحله بررسی متن کامل و تعداد مطالعات نهایی، بر اساس چارچوب PRISMA، در شکل ۱ ارائه شده‌اند.



شکل ۱. نمودار استراتژی جستجو

استخراج داده‌ها

پس از شناسایی مقالات واجد شرایط، دو ارزیاب (ح.ز و م.ی) به‌طور مستقل اطلاعات هر مقاله را استخراج کردند. ابتدا عناوین و چکیده‌های هر مقاله از نظر ارتباط با موضوع غربالگری شدند. سپس مقالات کامل بررسی شدند و در صورت داشتن شرایط، داده‌ها استخراج گردیدند. مهم‌ترین داده‌های استخراج شده از هر مقاله شامل: (۱) مشخصات مطالعه (نویسندگان، سال، کشور، نوع مطالعه)؛ (۲) ویژگی‌های جمعیت شناختی شرکت‌کنندگان (تعداد نمونه، جنسیت، سن، سطح فعالیت)؛ (۳) تکلیف حرکتی مورد بررسی (فرود، پرش-فرود، برش، تغییر جهت)؛ (۴) مشخصات مدل (پلتفرم نرم‌افزاری، نوع مدل، نحوه‌ی نمایش ACL، داده‌های ورودی)؛ (۵) روش ارزیابی و اعتبارسنجی؛ و (۶) پیامدهای اصلی مرتبط با بارگذاری ACL، شامل نیرو، کرنش یا تنش لیگامان، مطابق با پیامدهای گزارش شده در هر مطالعه.

برای بررسی اعتبارسنجی مدل‌ها، اطلاعات مربوط به روش ارزیابی، نوع داده یا مرجع مورد استفاده برای مقایسه و نتایج گزارش شده از این فرایند، در صورت ارائه در مقاله، استخراج شد. همچنین، میان ارزیابی عملکرد مدل و اعتبارسنجی آن تمایز گذاشته شد. در مواردی که اطلاعات مربوط به اعتبارسنجی به‌طور مشخص گزارش نشده بود، این موضوع به‌عنوان اطلاعات گزارش نشده ثبت شد. فرایند غربالگری و استخراج داده‌ها به‌صورت مستقل توسط دو ارزیاب، با استفاده از نرم‌افزار اندنوت برای مدیریت منابع انجام شد. اختلاف نظرها از طریق بحث و توافق حل گردید و چنانچه اختلاف باقی می‌ماند، موضوع با مشورت ارزیاب سوم (م.آ) و در موارد لازم، ارزیاب چهارم (ش.ز) بررسی می‌شد.

ارزیابی کیفیت روش شناختی

به منظور ارزیابی کیفیت روش شناختی، از چک لیست داونز و بلک استفاده شد. نسخه اصلی این چک لیست شامل ۲۷ آیتم است و با هدف ارزیابی کیفیت گزارش دهی، روایی داخلی، روایی خارجی و توان آماری مطالعات تصادفی و غیر تصادفی در حوزه مداخلات سلامت طراحی شده است. با توجه به اینکه مطالعات وارده شده در مرور حاضر، عمدتاً از نوع مدل سازی اسکلتی-عضلانی و شبیه سازی محاسباتی برای برآورد بارگذاری ACL بودند، تناسب هر یک از آیتم های نسخه اصلی با ماهیت و طراحی مطالعات بررسی شد. این بررسی پیش از امتیازدهی و مستقل از نتایج مطالعات انجام گرفت.

بر این اساس ۱۳ آیتم از نسخه اصلی که با ماهیت و طراحی مطالعات وارد شده انطباق کافی نداشتند، حذف شدند و ۱۴ آیتم باقی ماندند. بنابراین، ابزار مورد استفاده در این مرور، نسخه تعدیل شده ای از چک لیست داونز و بلک بود و نباید آن را نسخه استاندارد یا رسمی ۱۴ آیتمی این ابزار تلقی کرد. این رویکرد با کاربردهای پیشین و تعدیل شده ابزار داونز و بلک در حوزه های تخصصی و محاسباتی همخوانی دارد. به طوری که در مطالعات روش شناختی پیشین، نسخه ۲۷ آیتمی این چک لیست متناسب با نوع طراحی و هدف مطالعه بازنگری شده و آیتم های نامتناسب با حوزه مورد بررسی حذف یا تعدیل شده اند. با این حال، استناد به این رویکردها صرفاً در صورتی انجام می شود که منبع مورد استناد، تعدیل ابزار را در حوزه ای مرتبط و با روشی قابل مقایسه گزارش کرده باشد (۲۳).

آیتم های باقی مانده، با توجه به تناسب آن ها با مطالعات وارد شده، جنبه هایی از کیفیت گزارش دهی، ویژگی های آزمودنی ها، روش های مدل سازی و شبیه سازی، گزارش یافته ها، دقت و اعتبار سنجه های پیامد و سایر مؤلفه های روش شناختی قابل ارزیابی را پوشش دادند. این آیتم ها مؤلفه هایی از جمله هدف یا فرضیه مطالعه، تعریف پیامدهای اصلی، توصیف ویژگی های آزمودنی ها و معیارهای ورود و خروج، توصیف روش های مدل سازی و شبیه سازی، گزارش یافته های اصلی، گزارش برآوردهای تغییرپذیری تصادفی در پیامدهای اصلی، گزارش مقادیر احتمال آماری، نماینده بودن نمونه از جامعه هدف، مناسب بودن آزمون های آماری مورد استفاده، دقت و اعتبار سنجه های پیامد، یکسان بودن جامعه منبع گروه های مورد مقایسه، هم زمانی دوره جذب یا ارزیابی گروه های مورد مقایسه، وجود تخصیص تصادفی در مطالعات دارای تخصیص گروهی و کفایت یا توجیه حجم نمونه/توان مطالعه در مطالعات دارای آزمودنی انسانی را پوشش می دهند.

فهرست دقیق آیتم های باقی مانده، تعریف عملیاتی هر آیتم و نحوه اعمال آن در مطالعات مدل سازی باید با [جدول ۱](#) و نسخه ای که در ارزیابی واقعی استفاده شده است، کاملاً یکسان باشد. آیتم های حذف شده در محاسبه امتیاز نهایی وارد نشدند و بنابراین عدم گزارش یا عدم وجود ویژگی های بالینی مذکور، موجب کاهش مصنوعی امتیاز کیفیت روش شناختی مطالعات مدل سازی نشد. به هر یک از ۱۴ آیتم باقی مانده، امتیاز غیر قابل تعیین (۰)، بله (۱)، یا خیر (۰) تعلق گرفت (۲۴). در نتیجه، دامنه امتیاز کل این نسخه تعدیل شده از صفر تا ۱۴ بود. [جدول ۱](#) نمرات چک لیست اصلاح شده داونز و بلک را برای مطالعات وارد شده نشان می دهد.

جدول ۱. نتایج ارزیابی کیفیت روش شناختی مطالعات با استفاده از نسخه تعدیل شده چک لیست داونز و بلک

موارد کیفیت	مختار زاده (۲۰۱۳) (۲۶)	واین هندل (۲۰۱۴) (۳۴)	ناواکیا (۲۰۱۹) (۲۸)	ناصری (۲۰۲۰) (۳۲)	هینریچ (۲۰۲۱) (۳۱)	کیم (۲۰۲۱) (۲۷)	تئو (۲۰۲۱) (۳۸)	دیلیت (۲۰۲۱) (۲۹)	چن (۲۰۲۲) (۲۵)	هینریچ (۲۰۲۳) (۳۵)	موسترییدی (۲۰۲۳) (۳۳)	هوت هوفر (۲۰۲۶) (۳۰)
سوال ۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱
سوال ۲	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱
سوال ۳	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱
سوال ۴	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱
سوال ۶	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱
سوال ۷	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۰	۱
سوال ۱۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰
سوال ۱۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۰	۰	۱
سوال ۱۸	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰
سوال ۲۰	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۰	۱	۱
سوال ۲۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱
سوال ۲۲	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱
سوال ۲۳	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱
سوال ۲۷	۰	۱	۱	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۱
امتیاز کل	۱۱	۱۲	۱۲	۱۱	۱۱	۱۱	۱۱	۱۱	۱۱	۹	۹	۱۲

بله = امتیاز ۱، خیر = امتیاز ۰، نامشخص = امتیاز ۰

یافته‌ها

ویژگی‌های مطالعات وارد شده

جست‌وجوی اولیه تعداد ۱۱۸۶ مقاله را شناسایی نمود. از میان آن‌ها، دو نویسنده ۱۰۷ مقاله را برای بررسی متن کامل انتخاب کردند. پس از ارزیابی متن کامل مقالات بر اساس معیارهای ورود و خروج، در نهایت ۱۲ مطالعه وارد مرور شدند. مطالعات وارد شده، طیف متنوعی از تکالیف حرکتی پرخطر اندام تحتانی شامل فرود تک پا، فرود از پرش، پرش عمودی، پرش عمودی تک پا، تغییر جهت، برش جانبی، مانورهای چرخشی بودند. همان‌طور که در **جدول ۲** نشان داده شده است، مطالعات از نظر نوع مدل اسکلتی-عضلانی، سطح اختصاصی‌سازی، نحوه نمایش ACL، روش تخمین نیروهای عضلانی و شیوه اعتبارسنجی با یکدیگر تفاوت داشتند. همچنین بیشترین فراوانی مربوط به تکالیف فرود و تغییر جهت بود که در مجموع بخش عمده مطالعات وارد شده را تشکیل دادند. **پلتفرم‌ها**

و رویکردهای مدل‌سازی

نرم‌افزار اپنسیم رایج‌ترین پلتفرم مورد استفاده برای مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی در مطالعات وارد شده بود. در چندین مطالعه از قبیل چن و همکاران (۲۵)، مختار زاده و همکاران (۲۶)، کیم و همکاران (۲۷)، ناواکیا و همکاران (۲۸)، دیلیت و همکاران (۲۹) و هوت‌هوفر و همکاران (۳۰) برای بازسازی حرکت، تخمین نیروهای عضلانی و محاسبه بارگذاری ACL به کار رفت. با وجود استفاده گسترده از این پلتفرم، رویکردهای محاسباتی یکسان نبودند و از روش‌هایی مانند دینامیک معکوس، بهینه‌سازی، مدل‌سازی مبتنی بر الکترومایوگرافی و شبیه‌سازی‌های پیش‌بینانه استفاده شد (۲۸، ۳۱).

تفاوت دیگری میان مطالعات، در سطح اختصاصی‌سازی مدل و نحوه نمایش ACL مشاهده شد. در برخی مطالعات، ACL در چارچوب مدل‌های اسکلتی-عضلانی به صورت یک ساختار لیگامانی برای تخمین نیروی ACL مدل شد، درحالی‌که مطالعات دیگر از مدل‌های اختصاصی‌تر ACL و مدل‌سازی سه‌بعدی برای بررسی پاسخ مکانیکی لیگامان استفاده کردند (۳۰، ۳۲). همچنین، در برخی مدل‌ها اطلاعات اختصاصی آزمودنی یا داده‌های الکترومایوگرافی برای افزایش اختصاصی‌سازی و واقع‌گرایی مدل به کار گرفته شد (۲۸، ۳۲). این تفاوت‌ها نشان می‌دهند که استفاده از یک پلتفرم نرم‌افزاری مشترک لزوماً به معنای یکسان بودن روش محاسبه یا تعریف پیامدهای مرتبط با ACL نیست.

داده‌های ورودی و اعتبارسنجی مدل‌ها

داده‌های کینماتیکی و کینتیکی، به‌ویژه داده‌های حرکت و نیروی عکس‌العمل زمین، در بخش عمده مطالعات به عنوان ورودی مدل استفاده شدند. در برخی مطالعات، فعالیت عضلات نیز با استفاده از الکترومایوگرافی در فرایند مدل‌سازی وارد شد. استفاده از داده‌های الکترومایوگرافی در مطالعه ناواکیا و همکاران (۲۸) امکان تخمین نیروهای عضلانی و نیروی برشی قدامی تیبیا را فراهم کرد، درحالی‌که ناصری و همکاران (۳۲) از یک چارچوب مدل‌سازی ترکیبی برای ارتباط نیروهای عضلانی و شرایط حرکتی با نیروی ACL استفاده کردند. این تفاوت‌ها نشان می‌دهد که میزان و نوع اطلاعات ورودی می‌تواند بر نحوه برآورد بارگذاری ACL در مدل‌های محاسباتی اثرگذار باشد.

جدول ۲. ویژگی‌های مطالعات، روش‌های مدل‌سازی، داده‌های ورودی، روش‌های ارزیابی و یافته‌های مرتبط با بارگذاری ACL

عنوان مطالعه	تکلیف حرکتی	مدل نرم افزاری	نوع پیامد ACL	داده ورودی	اعتبارسنجی مدل	یافته‌های اصلی مرتبط با ACL
مختار زاده و همکاران (۲۰۱۳) (۲۶)	فروود تک پا	اپن سیم	نیروی ACL	کینماتیک + نیروی عکس العمل زمین	مقایسه نیروهای عضلانی و خروجی‌های مدل با یافته‌های گزارش شده در مطالعات پیشین	عضله سولئوس از طریق ایجاد نیروی خلفی روی تیبیا، در کاهش بارگذاری قدامی ACL نقش دارد.
واین هندل و همکاران (۲۰۱۴) (۳۴)	برش جانبی	مدل اسکلتی-عضلانی	نیروی ACL	کینماتیک + نیروی عکس العمل زمین	مقایسه نتایج مدل با داده‌های تجربی کینماتیکی و کینتیکی	کاهش قدرت همسترینگ موجب افزایش بارگذاری ACL در برش جانبی شد.
ناواکیا و همکاران (۲۰۱۹) (۲۸)	پرش-فروود عمودی	اپنسیم ترکیب با الکترومایوگرافی	نیروی برشی قدامی، شاخص غیرمستقیم مرتبط با بارگذاری ACL	آنالیز حرکت + نیروی عکس العمل زمین + الکترومایوگرافی	مقایسه روش مبتنی بر الکترومایوگرافی با روش مبتنی بر بهینه‌سازی؛ سازگاری شاخص‌های هم انقباضی با داده‌های الکترومایوگرافی تجربی ارزیابی شد.	هم انقباضی چهارسر-همسترینگ اثر محافظتی داشت و نیروی برشی قدامی را کاهش داد، در حالی که افزایش هم انقباضی چهارسر-گاستروکنمیوس باعث افزایش نیروی برشی قدامی شد.
ناصری و همکاران (۲۰۲۰) (۳۲)	فروود	مدل محاسباتی سه بعدی ACL + مدل اسکلتی-عضلانی	نیروی ACL	کینماتیک + نیروهای عضلانی	اعتبارسنجی مدل سه‌بعدی ACL با داده‌های تجربی کاداوریک	عمدتاً به واسطه بارگذاری عضلانی بارگذاری می‌شود
هینریچ و همکاران (۲۰۲۱) (۳۱)	پرش-فروود	مدل اسکلتی-عضلانی + کنترل بهینه	نیروی مستقیم ACL	دینامیک + فعال‌سازی عضلانی + کینماتیک	مقایسه نتایج شبیه‌سازی با داده‌های تجربی	استراتژی‌های عصبی-عضلانی بهینه، بارگذاری ACL را از ۱/۱۳ به ۰/۱۳ وزن بدن کاهش دادند.
کیم و همکاران (۲۰۲۱) (۲۷)	فروود تک پا	اپنسیم	نیروی ACL	آنالیز حرکت + نیروی عکس العمل زمین + الکترومایوگرافی	مقایسه فعالیت عضلانی شبیه‌سازی شده با الکترومایوگرافی تجربی	خستگی عضلات ابدکتور هیپ، استراتژی حرکتی را تغییر داد، اما افزایش قابل توجهی در نیروی ACL ایجاد نکرد.
ثنو و همکاران (۲۰۲۱) (۳۸)	پرش-فروود عمودی نامتقارن	اپنسیم + مدل اجزاء محدود	نیرو و کرنش ACL	کینماتیک + نیروی عکس العمل زمین + الکترومایوگرافی	اعتبارسنجی مدل اجزاء محدود با داده‌های تجربی	مکانیک چرخش-جابجایی، موجب افزایش نیرو و کرنش ACL شد.
دیلیت و همکاران (۲۰۲۱) (۲۹)	شبیه‌سازی پویا	اپنسیم	نیروی ACL	فعال‌سازی عضلانی + گشتاورهای خارجی	تحلیل حساسیت + مقایسه با داده تجربی	گشتاورهای خارجی و فعال‌سازی عضلانی به‌طور هم‌زمان نیروی ACL را تعیین کردند.

عنوان مطالعه	تکلیف حرکتی	مدل نرم افزاری	نوع پیامد ACL	داده ورودی	اعتبارسنجی مدل	یافته‌های اصلی مرتبط با ACL
چن و همکاران (۲۰۲۲) (۲۵)	فروود از ارتفاع + پرش-فروود عمودی + پرش عمودی رو به جلو	اپنسیم	نیروی ACL	آنالیز حرکت + صفحه نیرو + الکترومایوگرافی	مقایسه خروجی های کینتیکی مدل با داده‌های تجربی	استراتژی فروود، نیروهای عضلانی و مکانیک زانو را تغییر داد؛ اما تفاوت قابل توجهی در نیروی ACL بین شرایط فروود مشاهده نشد.
هینریچ و همکاران (۲۰۲۳) (۳۵)	مانورهای چرخشی	مدل اسکلتی-عضلانی + کنترل بهینه	نیروی ACL	داده‌های کینماتیکی تجربی + الکترومایوگرافی	ارزیابی میزان تطابق شبیه سازی با داده‌های تجربی با استفاده از ریشه میانگین مربعات خطا	استراتژی‌های عصبی-عضلانی، حداکثر نیروی ACL را کمینه کردند و سهم اصلی آن مربوط به صفحه فرونتال و گشتاور ابداکتوری خارجی زانو بود.
موسترییدی و همکاران (۲۰۲۳) (۳۳)	فروود یک پا	اپنسیم + شبیه سازی پیش‌بینانه	نیروی قدامی مفصل زانو (شاخص غیرمستقیم مرتبط با بارگذاری ACL)	کینماتیک + دینامیک	مقایسه نتایج شبیه‌سازی با یافته‌های مطالعات پیشین	ارتفاع فروود، چرخش لگن و کنترل تنه بر عوامل خطر ACL تأثیر گذاشتند.
هوت‌هوفر و همکاران (۲۰۲۶) (۳۰)	دوی تغییر جهت	اپنسیم	کرنش و نرخ کرنش ACL	کینماتیک سه بعدی + نیروهای عکس العمل زمین	مقایسه مقادیر کرنش و نرخ کرنش ACL با دامنه‌های فیزیولوژیک گزارش شده در مطالعات آزمایشگاهی و درون‌تنی	زاویه کمتر تغییر جهت با افزایش کرنش و نرخ کرنش ACL همراه بود. با افزایش زاویه تغییر جهت، کرنش و نرخ کرنش ACL کاهش یافتند، در حالی که گشتاور ابداکتوری زانو افزایش یافت.

روش‌های اعتبارسنجی نیز میان مطالعات ناهمگون بود. برخی مطالعات خروجی مدل را با داده‌های تجربی یا نتایج گزارش شده در مطالعات پیشین مقایسه کردند (۲۸، ۳۲). درحالی‌که در برخی دیگر، ارزیابی بر مقایسه با یافته‌های مطالعات پیشین، مقایسه روش‌های محاسباتی یا تحلیل حساسیت استوار بود (۳۱، ۳۳). این رویکردها از نظر نوع شواهد و متغیر ارزیابی شده یکسان نیستند. برای مثال، مقایسه فعالیت عضلانی شبیه‌سازی شده با الکترومایوگرافی تجربی، شواهدی درباره عملکرد مدل در تخمین فعالیت یا نیروهای عضلانی فراهم می‌کند، اما به‌تنهایی اعتبار برآورد نیروی ACL را اثبات نمی‌کند. همچنین، مقایسه خروجی‌ها با مطالعات پیشین لزوماً معادل اعتبارسنجی مستقیم با داده‌های مستقل تجربی نیست. در مجموع، تفاوت در نوع داده‌های مرجع و معیارهای اعتبارسنجی، مقایسه مستقیم عملکرد مدل‌ها را میان مطالعات محدود کرد.

بارگذاری ACL در تکالیف فرود

سنتر مطالعات مربوط به فرود نشان داد که بارگذاری ACL حاصل تعامل نیروهای عضلانی، نیروهای خارجی و کینماتیک چند صفحه‌ای زانو است و نمی‌توان آن را به یک عامل منفرد نسبت داد. مختارزاده و همکاران نشان دادند که نیروهای عضلات ساق، به‌ویژه سولئوس، می‌توانند بر بارگذاری قدامی ACL اثرگذار باشند (۲۶). در مطالعه ناواکیا و همکاران نیز افزایش ابداعشن زانو، چرخش داخلی تیبیا و جابه‌جایی قدامی تیبیا با افزایش نیروی برشی قدامی تیبیا همراه بود (۲۸). با توجه به اینکه نیروی برشی قدامی تیبیا یک شاخص مکانیکی مرتبط با بارگذاری ACL است و نه اندازه‌گیری مستقیم نیروی ACL، این یافته باید با همین تمایز تفسیر شود. در مقابل، چن و همکاران گزارش کردند که اگرچه نوع فرود موجب تغییر در برخی نیروهای عضلانی و متغیرهای حرکتی شد، تفاوت معناداری در نیروی ACL بین شرایط مختلف فرود مشاهده نشد (۲۵). این یافته‌ها نشان می‌دهند که پاسخ ACL به فرود، به تعامل میان الگوی حرکت مفصل، نیروهای خارجی و عملکرد عضلات وابسته است و تغییر یک متغیر منفرد الزاماً به تغییر مشابه در بارگذاری ACL منجر نمی‌شود.

مطالعات مدل‌سازی پیش‌بینانه نیز اهمیت راهبرد حرکتی را در تعیین بار ACL نشان دادند. هینریچ و همکاران با استفاده از شبیه‌سازی پیش‌بینانه نشان دادند که تغییر الگوی کنترل عصبی-عضلانی می‌تواند شرایطی با نیروی کمتر ACL ایجاد کند (۳۱). موستریدی و همکاران نیز با شبیه‌سازی سناریوهای مختلف فرود، ارتباط میان عوامل خطر بیومکانیکی و نیروهای مرتبط با بارگذاری ACL را بررسی کردند (۳۳). با این حال، از آنجاکه پیامدهای گزارش شده در این مطالعات یکسان نیستند، یافته‌های آن‌ها را نمی‌توان بدون توجه به تعریف پیامد، مستقیماً از نظر مقدار بارگذاری ACL با یکدیگر مقایسه کرد.

بارگذاری ACL در تغییر جهت و مانورهای برشی

در مطالعات مربوط به برش و تغییر جهت، بارگذاری ACL با برهم کنش نیروهای عضلانی، گشتاورهای خارجی و کینماتیک اندام تحتانی مرتبط بود. واین‌هندل و همکاران نشان دادند که کاهش قدرت همسترینگ با افزایش بارگذاری ACL در برش جانبی همراه است که این ارتباط با تغییر در نیروهای صفحه ساجیتال و فرونتال همراه بود (۳۴). کیم و همکاران در مقابل، نشان دادند که خستگی عضلات ابداعاتور هیپ اگرچه الگوی حرکت و نیروهای عضلانی را تغییر داد، به افزایش معنادار بار ACL منجر نشد. این تفاوت نشان می‌دهد که تغییر عملکرد یک گروه عضلانی لزوماً اثر یکنواختی بر بارگذاری ACL در شرایط مختلف ندارد (۲۷).

در تکالیف تغییر جهت، هوت‌هوفر و همکاران نشان دادند که کاهش زاویه تغییر جهت با افزایش کرنش و نرخ کرنش ACL همراه بود (۳۰). درحالی‌که هینریچ و همکاران در سال ۲۰۲۳ در مدل‌سازی مانورهای چرخشی، تغییرات نیروهای عضلانی و ACL را در

ارتباط با شرایط حرکتی و راهبرد کنترل مورد بررسی قرار دادند (۳۵). مطالعه هوت‌هوفر کرنش و نرخ کرنش ACL را گزارش کرد، درحالی‌که مطالعه هینریچ بر نیروی ACL متمرکز بود. بنابراین یافته‌های این دو مطالعه از نظر پیامد اصلی یکسان نیستند. این یافته‌ها بر وابستگی بارگذاری ACL به ویژگی‌های تکلیف و تعامل میان حرکت مفصل و کنترل عضلانی تأکید دارند (۳۵).

نقش نیروهای عضلانی و کنترل عصبی-عضلانی در بارگذاری ACL

در چندین مطالعه، نیروها و فعال‌سازی عضلات به‌عنوان مؤلفه‌های مهم تعیین‌کننده بارگذاری ACL مطرح شدند. نقش عضلات همسترینگ در کنترل بارگذاری ACL در برش جانبی (۳۴) و نقش عضلات ساق در تعدیل بارگذاری قدامی ACL در فرود (۲۶) نشان‌دهنده اهمیت نیروهای عضلانی در شرایط مختلف تکلیف است. همچنین، استفاده از اطلاعات الکترومیوگرافی در مدل‌سازی نشان داد که وارد کردن اطلاعات فعالیت عضلات می‌تواند بر برآورد نیروهای عضلانی و نیروهای مرتبط با بارگذاری ACL تأثیر بگذارد (۲۸).

از سوی دیگر، نتایج کیم و همکاران نشان داد که تغییرات ناشی از خستگی عضلات ابداکتور هیپ الزاماً با افزایش بار ACL همراه نیست (۲۷). در مطالعات پیش‌بینانه هینریچ و همکاران در سال‌های ۲۰۲۰ و ۲۰۲۳ نیز تغییر راهبرد فعال‌سازی و کنترل عضلات با تغییر شرایط مکانیکی مرتبط با ACL همراه بود (۳۱، ۳۵). بنابراین، شواهد موجود از یک رابطه چندعاملی میان عملکرد عضلات، کنترل حرکتی، نیروهای خارجی و کینماتیک مفصل در تعیین بارگذاری ACL حمایت می‌کنند. بالین‌حال، میزان اطمینان به این برآوردها باید با توجه به نوع مدل، داده‌های ورودی و شواهد ارزیابی یا اعتبارسنجی هر مطالعه تفسیر شود.

جمع‌بندی یافته‌ها

در مجموع، ۱۲ مطالعه نشان دادند که مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی و شبیه‌سازی محاسباتی می‌توانند برای برآورد غیرتهاجمی بارگذاری ACL در تکالیف پرخطر اندام تحتانی مورد استفاده قرار گیرند. اگرچه نرم‌افزار اپنسیم رایج‌ترین پلتفرم مورد استفاده برای شبیه‌سازی بار ACL بود، تفاوت در ساختار مدل، روش تخمین نیروهای عضلانی، نحوه نمایش ACL، داده‌های ورودی و روش اعتبارسنجی، ناهمگونی قابل‌توجهی میان مطالعات ایجاد کرد. از نظر یافته‌های بیومکانیکی، بارگذاری ACL به‌طور کلی با تعامل نیروهای عضلانی، نیروهای خارجی و کینماتیک چند صفحه‌ای زانو مرتبط بود، اما اثر هر یک از این عوامل به نوع تکلیف و شرایط حرکتی وابسته بود (۲۶-۲۸، ۳۰، ۳۴). همچنین، استفاده از الکترومیوگرافی و مدل‌های اختصاصی‌تر در برخی مطالعات با تلاش برای افزایش واقع‌گرایی و کاهش عدم قطعیت برآوردهای محاسباتی همراه بود (۲۸، ۳۲). بالین‌حال، تفاوت در روش‌های مدل‌سازی و اعتبارسنجی، مقایسه مستقیم مقادیر بارگذاری ACL میان مطالعات را محدود می‌کند. بنابراین، استفاده از داده‌های اختصاصی‌تر یا مدل پیچیده‌تر به‌تنهایی تضمین‌کننده دقت بیشتر نیست و ارزیابی آن به شواهد اعتبارسنجی مناسب نیاز دارد.

مقایسه بین مطالعات نشان داد که پیامدهای گزارش شده، یکسان نبودند و شامل نیروی ACL، کرنش و نرخ کرنش ACL و نیز شاخص‌های غیرمستقیم مرتبط با بارگذاری ACL می‌شدند. لازم است بین بارگذاری مکانیکی ACL و خطر واقعی آسیب این لیگامان تمایز قائل شد. نیروی ACL، کرنش و نرخ کرنش آن، پیامدهای مکانیکی مرتبط با وضعیت بارگذاری لیگامان هستند. اما به‌تنهایی وقوع آسیب یا احتمال واقعی آن را اثبات نمی‌کنند. بنابراین، نتایج این مطالعات باید در چارچوب برآورد بارگذاری مکانیکی ACL تفسیر شوند و نه به‌عنوان شواهد مستقیم از وقوع آسیب یا پیش‌بینی قطعی خطر آن. این تفاوت‌ها، همراه با ناهمگونی در رویکردهای مدل‌سازی، داده‌های ورودی و روش‌های ارزیابی، مقایسه مستقیم مقادیر گزارش شده را محدود می‌کند. از این‌رو، یافته‌ها

به صورت توصیفی و بر اساس نوع تکلیف، رویکرد مدل سازی و ماهیت پیامدهای گزارش شده، سنتز شدند و از تجمیع کمی پیامدهای ناهمگون خودداری شد. جزئیات هر یک از مطالعات وارد شده در جدول ۲ ارائه شده است.

بحث

هدف از این مرور سیستماتیک، بررسی شواهد موجود درباره استفاده از مدل های اسکلتی-عضلانی برای تخمین بارگذاری لیگامان صلیبی قدامی در طول فعالیت های پویای اندام تحتانی بود. یافته های مطالعات وارد شده نشان داد که مدل سازی اسکلتی-عضلانی می تواند با برقراری ارتباط میان حرکت مشاهده شده، نیروهای عضلانی و بارهای داخلی مفصل، اطلاعاتی درباره بارگذاری ACL فراهم کند که اندازه گیری مستقیم آن در افراد زنده امکان پذیر نیست. با این حال، ناهمگونی قابل توجهی در نوع مدل، داده های ورودی، روش تخمین نیروهای عضلانی و مهم تر از همه، تعریف پیامد ACL در مطالعات مشاهده شد. درحالی که برخی مطالعات نیروی ACL یا کرنش ACL را به طور مستقیم برآورد کردند، برخی دیگر از متغیرهایی مانند نیروی برشی قدامی تیبا یا نیروی قدامی مفصل زانو به عنوان شاخص های جانشین مرتبط با بارگذاری ACL استفاده کردند. بنابراین، مقایسه نتایج مطالعات باید با توجه به تفاوت ماهیت این پیامدها انجام شود و این متغیرها را نمی توان معادل یکدیگر در نظر گرفت. از سوی دیگر، ارزیابی کیفیت روش شناختی مطالعات نشان داد که شواهد موجود، علیرغم برخورداری از برخی نقاط قوت، با محدودیت هایی از جمله تفاوت در طراحی مطالعات، روش های مدل سازی، نوع داده های ورودی و شیوه ارزیابی یا اعتبارسنجی مدل ها همراه هستند. از این رو، یافته های این مرور از کاربرد مدل سازی اسکلتی-عضلانی، به عنوان ابزاری برای بررسی سازوکارهای بارگذاری ACL حمایت می کنند. در مجموع، نتایج نشان می دهند که بارگذاری ACL پدیده ای چندعاملی است که از تعامل میان نیروهای خارجی، راهبرد حرکتی، نیروهای عضلانی، کنترل عصبی-عضلانی و ویژگی های فردی تأثیر می پذیرد.

عوامل تعیین کننده بارگذاری ACL: تعامل نیروهای عضلانی، راهبرد حرکتی و نوع تکلیف

یکی از یافته های اصلی این مرور، نقش هم زمان عوامل عضلانی و مکانیکی در تعیین بارگذاری ACL بود. مطالعه ناصری و همکاران نشان داد که نیروهای عضلانی و وضعیت دینامیکی مفصل زانو نقش مهمی در تعیین نیروی ACL دارند و ارزیابی خطر آسیب بر اساس متغیرهای خارجی به تنهایی نمی تواند تمام ابعاد بارگذاری داخلی لیگامان را توضیح دهد (۳۲). این یافته با شواهد موجود درباره مکانیسم های بارگذاری ACL نیز همخوانی دارد؛ زیرا بارگذاری لیگامان می تواند از ترکیب نیروهای برشی، فشاری و چرخشی و همچنین نیروهای ایجاد شده توسط عضلات اطراف زانو ناشی شود (۳۶).

نقش عضلات اطراف زانو در مطالعات مختلف نیز یکسان نبود و به نوع فعالیت و الگوی فعال سازی عضلانی وابسته بود. واین هندل و همکاران نشان دادند که کاهش قدرت همسترینگ در هنگام برش جانبی با افزایش نیروی ACL همراه است (۳۴)، درحالی که مختارزاده و همکاران گزارش کردند که نیروی خلفی ایجاد شده توسط عضله سولئوس می تواند در کاهش بارگذاری قدامی ACL نقش داشته باشد (۲۶). از سوی دیگر، کیم و همکاران نشان دادند که خستگی عضلات ابدکتور هیپ، علیرغم ایجاد تغییر در راهبرد حرکتی فرد، به افزایش معنی دار نیروی ACL منجر نشد (۲۷). دیلیت و همکاران نیز با استفاده از تحلیل حساسیت نشان دادند که نیروهای عضلانی و گشتاورهای خارجی در تعامل با یکدیگر بر نیروی ACL اثر می گذارند و اثر هر یک را نمی توان به طور کامل مستقل از دیگری تفسیر کرد (۲۹). مجموعه این یافته ها بیانگر آن است که تغییر در فعالیت یا ظرفیت یک گروه عضلانی الزاماً به

تغییر متناظر در بارگذاری ACL منجر نمی‌شود و پاسخ لیگامان باید در چارچوب تعامل میان نیروهای عضلانی، مکانیک مفصل و شرایط اجرای تکلیف تفسیر شود.

نوع راهبرد حرکتی و ویژگی‌های تکلیف نیز از عوامل مهم تعیین‌کننده بارگذاری ACL بودند. در مطالعات مربوط به فرود، چن و همکاران نشان دادند که تغییر راهبرد فرود می‌تواند نیروهای عضلانی و برخی متغیرهای مکانیکی زانو را تغییر دهد، بدون آنکه تفاوت معنی‌داری در نیروی ACL میان شرایط مختلف فرود ایجاد شود (۲۵). در مقابل، موستریدی و همکاران با استفاده از شبیه‌سازی پیش‌بینانه نشان دادند که تغییر ارتفاع فرود، چرخش لگن و وضعیت تنه می‌تواند شاخص‌های مرتبط با خطر بارگذاری ACL را تحت تأثیر قرار دهد (۳۳). از آنجاکه در این مطالعه داده تجربی مستقیم به‌عنوان ورودی مدل استفاده نشد، یافته‌های آن باید در چارچوب نتایج حاصل از شبیه‌سازی و مقایسه با مطالعات پیشین تفسیر شوند.

تأثیر زنجیره حرکتی پروگزیمال نیز در این زمینه اهمیت دارد. تغییر وضعیت تنه و لگن می‌تواند نحوه توزیع بار میان مفاصل اندام تحتانی را تغییر دهد و در نتیجه بر شرایط مکانیکی زانو اثرگذار باشد. سانگ و همکاران در سال ۲۰۲۳ نیز نشان داده‌اند که تغییر حرکت تنه در تکالیف پرخطر می‌تواند با تغییر متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با بارگذاری ACL همراه باشد (۳۷). این شواهد در کنار یافته‌های مطالعات شبیه‌سازی شده حاضر، از دیدگاهی حمایت می‌کنند که در آن بارگذاری ACL صرفاً پیامدی موضعی در سطح زانو در نظر گرفته نمی‌شود، بلکه بخشی از پاسخ زنجیره حرکتی اندام تحتانی است. این موضوع در مانورهای تغییر جهت نیز مشاهده شد. هوت‌هوفر و همکاران نشان دادند که زاویه تغییر جهت می‌تواند بر کرنش و نرخ کرنش ACL اثر بگذارد، درحالی‌که برخی شاخص‌های کینتیکی زانو الزاماً تغییر مشابهی نداشتند (۳۰). بنابراین، رابطه میان متغیرهای خارجی قابل اندازه‌گیری و پیامد مکانیکی واقعی ACL همواره یک رابطه مستقیم و ساده نیست. در همین راستا، واین‌هندل و همکاران نشان دادند که کاهش قدرت همسترینگ در برش جانبی با افزایش نیروی ACL همراه است (۳۴). این یافته‌ها اهمیت بررسی هم‌زمان ویژگی‌های تکلیف، الگوی حرکتی و نیروهای داخلی حاصل از فعالیت عضلات را در مطالعه مکانیسم‌های آسیب ACL برجسته می‌کنند.

اطلاعات الکترومایوگرافی در برخی مطالعات برای وارد کردن اطلاعات مربوط به فعال‌سازی عضلات به فرایند مدل‌سازی استفاده شده است. ناواکیا و همکاران نشان دادند که استفاده از اطلاعات الکترومایوگرافی در چارچوب مدل‌سازی مبتنی بر داده‌های الکترومایوگرافی، در مقایسه با روش بهینه‌سازی مورد استفاده در همان مطالعه، الگوی هم‌انقباضی سازگارتری با داده‌های الکترومایوگرافی ایجاد کرد و بر برآورد نیروی برشی قدامی تیپا اثر گذاشت (۲۸). باین‌حال، این یافته به‌تنهایی نمی‌تواند برتری کلی مدل‌های مبتنی بر الکترومایوگرافی را نسبت به سایر روش‌ها اثبات کند؛ زیرا مطالعات موجود از نظر نوع مدل، تکلیف حرکتی، داده‌های ورودی و پیامد مورد بررسی یکسان نبودند. بنابراین، الکترومایوگرافی را می‌توان روشی برای وارد کردن اطلاعات مربوط به فعال‌سازی واقعی عضلات در مدل دانست، اما تعیین برتری آن از نظر دقت تخمین نیروی ACL به مطالعات مقایسه‌ای مستقیم بیشتری نیاز دارد.

مدل‌سازی پیشرفته و چالش‌های اعتبارسنجی: شخصی‌سازی، مدل‌های ترکیبی و محدودیت‌های روش‌شناختی

یکی از روندهای قابل‌توجه در مطالعات وارد شده، حرکت از مدل‌های عمومی اسکلتی-عضلانی به سمت چارچوب‌هایی بود که اطلاعات فردی یا جزئیات بیشتری از سیستم اسکلتی-عضلانی و بافت لیگامانی را در فرایند مدل‌سازی وارد می‌کنند. در این میان، استفاده از الکترومایوگرافی و ترکیب مدل‌های اسکلتی-عضلانی با مدل‌های اجزای محدود، امکان بررسی جنبه‌های متفاوت

بارگذاری ACL را فراهم کرده است. برای مثال، ناواکیا و همکاران از اطلاعات الکترومایوگرافی برای محدود کردن تخمین فعال سازی عضلات استفاده کردند (۲۸)، درحالی که ئو و همکاران مدل اسکلتی-عضلانی را با مدل اجزای محدود ترکیب کردند تا نیروی ACL و کرنش آن را در شرایط حرکتی مرتبط با مکانیسم جابه جایی محوری برآورد کنند (۳۸).

اهمیت این رویکردها را می توان در تفاوت میان پیامدهای قابل استخراج از مدل های مختلف مشاهده کرد. مدل اسکلتی-عضلانی عمدتاً امکان تخمین نیروهای عضلانی و نیروها و گشتاورهای داخلی مفصل را فراهم می کند، درحالی که مدل اجزای محدود می تواند اطلاعات بیشتری درباره پاسخ مکانیکی بافت، از جمله نیروی ACL و کرنش آن، ارائه دهد (۳۸). بنابراین، ترکیب این دو چارچوب می تواند اطلاعات مکملی درباره زنجیره ایجاد بار، از نیروهای عضلانی تا پاسخ مکانیکی لیگامان، فراهم کند. بااین حال، شواهد مطالعات وارد شده برای نتیجه گیری قطعی درباره اینکه مدل های ترکیبی، مدل های مبتنی بر الکترومایوگرافی یا سایر مدل های پیشرفته در همه شرایط دقیق تر یا واقع گرایانه تر از مدل های ساده تر هستند، کافی نیست. تفاوت در ساختار مدل ها، داده های ورودی، شرایط حرکتی و معیارهای ارزیابی، امکان چنین مقایسه ای را محدود می کند. شخصی سازی مدل نیز یکی از موضوعات مهم در این حوزه است. ویژگی های آناتومیک، خواص بافتی، ظرفیت تولید نیروی عضلات و راهبردهای کنترل حرکتی میان افراد متفاوت است و این تفاوت ها می توانند بر پاسخ مکانیکی زانو اثر بگذارند. از این رو، استفاده از مدل های فرد محور می تواند اطلاعات بیشتری درباره پاسخ یک فرد یا گروه مشخص فراهم کند. با وجود این، شواهد موجود هنوز برای تعیین میزان تأثیر شخصی سازی بر دقت تخمین بار ACL کافی نیست و این موضوع به مطالعاتی نیاز دارد که مدل های عمومی و فرد محور را تحت شرایط یکسان و با معیارهای ارزیابی مشترک مقایسه کنند.

یکی از مهم ترین محدودیت های شواهد موجود، تفاوت در شیوه ارزیابی و اعتبارسنجی مدل هاست. در مطالعات وارد شده، روش های ارزیابی شامل اعتبار سنجی مدل ACL با داده های تجربی کاداوریک، مقایسه فعالیت عضلانی شبیه سازی شده با الکترومایوگرافی تجربی، مقایسه خروجی های کینماتیکی و کینتیکی مدل با داده های تجربی، مقایسه نتایج با یافته های مطالعات پیشین و تحلیل حساسیت بود (۲۶، ۳۰، ۳۲، ۳۴، ۳۸). این روش ها از نظر ماهیت و قدرت استنباط یکسان نیستند و نباید تحت عنوان واحد اعتبارسنجی تفسیر شوند. برای نمونه، ناصری و همکاران مدل سه بعدی ACL را با داده های تجربی کاداوریک ارزیابی کردند (۳۲)، درحالی که موستریدی و همکاران نتایج شبیه سازی پیش بینانه خود را با مطالعات پیشین مقایسه کردند (۳۳). در حالت دوم، مقایسه با ادبیات پیشین را نمی توان معادل اعتبارسنجی تجربی مدل در نظر گرفت.

علاوه بر این، دسترسی محدود به داده های مستقیم ACL در افراد زنده، یکی از محدودیت های ذاتی این حوزه است. به همین دلیل، بسیاری از مطالعات به اعتبارسنجی غیرمستقیم یا استفاده از داده های آزمایشگاهی، کاداوریک و متغیرهای جانشین متکی هستند. این مسئله به ویژه هنگام تفسیر شاخص هایی مانند نیروی برشی قدامی تیبا اهمیت دارد؛ زیرا چنین متغیرهایی را نباید بدون در نظر گرفتن محدودیت های مدل به عنوان نیروی واقعی ACL تفسیر کرد (۲۸). در نتیجه، بهبود قابلیت اعتماد مدل ها مستلزم گزارش شفاف ساختار مدل، فرضیات، داده های ورودی، روش تخمین نیروهای عضلانی و نوع دقیق ارزیابی انجام شده است. در مجموع، شواهد این مرور نشان می دهند که مدل سازی اسکلتی-عضلانی ظرفیت قابل توجهی برای بررسی سازوکارهای بارگذاری ACL در فعالیت های پویای اندام تحتانی دارد، اما ناهمگونی روش های مدل سازی و اعتبارسنجی همچنان مانع از مقایسه مستقیم و نتیجه گیری درباره برتری یک رویکرد خاص می شود. مطالعات آینده بهتر است مدل های مختلف را در شرایط حرکتی یکسان و با استفاده از داده های ورودی و معیارهای پیامد یکسان مقایسه کنند و در صورت امکان، نتایج مدل را با داده های تجربی مستقل ارزیابی نمایند.

چنین رویکردی می‌تواند شواهد قوی‌تری درباره قابلیت مدل‌های اسکلتی-عضلانی و چارچوب‌های ترکیبی در تخمین نیروی ACL، کرنش ACL و سایر پیامدهای مکانیکی لیگامان فراهم کند.

دلالت‌های بالینی و کاربردهای پیشگیرانه

یافته‌های این مرور نشان می‌دهد که مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی می‌تواند یک ابزار ارزشمند برای درک مکانیسم‌های ایجاد بار ACL باشد، اما کاربردهای بالینی مستقیم آن هنوز نیازمند تحقیقات بیشتر است. در حال حاضر، مهم‌ترین کاربرد بالقوه این مدل‌ها شامل بررسی اثر تغییر تکنیک حرکتی، ارزیابی استراتژی‌های عصبی-عضلانی، بررسی اثر خستگی عضلانی و مقایسه سناریوهای مختلف حرکتی است. برای مثال، مدل‌های پیش‌بینانه هینریچ و همکاران (۳۱) نشان دادند که تغییر در راهبرد فعال‌سازی عضلات می‌تواند شرایط مکانیکی مرتبط با بار ACL را تغییر دهد. چنین رویکردهایی می‌توانند در آینده برای طراحی برنامه‌های تمرینی هدفمند مورد استفاده قرار گیرند. با این حال، انتقال مستقیم نتایج مدل‌ها به محیط بالینی نیازمند اعتبارسنجی بیشتر و بررسی توانایی مدل‌ها در پیش‌بینی پیامدهای واقعی آسیب است.

نقاط قوت و محدودیت‌ها

از نقاط قوت این مرور می‌توان به تمرکز اختصاصی بر مطالعات مدل‌سازی ACL، بررسی طیف گسترده‌ای از روش‌ها شامل اپنسیم، مدل‌های مبتنی بر داده‌های الکترومایوگرافی و مدل‌های ترکیبی اسکلتی-عضلانی اجزای محدود اشاره کرد. همچنین، بررسی تفاوت در داده‌های ورودی، روش‌های تخمین نیروهای عضلانی، نحوه نمایش ACL و رویکردهای ارزیابی مدل‌ها، امکان شناسایی شباهت‌ها و تفاوت‌های روش‌شناختی مطالعات را فراهم کرد. با این حال، این مرور دارای محدودیت‌هایی است. نخست، ناهمگونی قابل‌توجه در ساختار مدل‌ها، نوع تکلیف حرکتی، روش نمایش ACL و شیوه اعتبارسنجی، امکان مقایسه مستقیم نتایج را محدود کرد. دوم، پیامدهای گزارش شده در مطالعات یکسان نبودند و شامل نیروی ACL، کرنش و نرخ کرنش آن و شاخص‌های غیرمستقیم مرتبط با بارگذاری ACL می‌شدند. بنابراین، این پیامدها از نظر ماهیت و معنای بیومکانیکی قابل‌جایگزینی با یکدیگر نیستند و امکان تجمیع کمی آن‌ها وجود نداشت. در نتیجه، یافته‌ها به‌صورت توصیفی سنتز شدند و مقایسه نتایج باید با توجه به تفاوت در نوع پیامدها و روش‌های مدل‌سازی انجام شود. سوم، برآورد بارگذاری ACL در مطالعات وارد شده عمدتاً به مدل‌های محاسباتی وابسته بود و همه مطالعات شواهد اعتبارسنجی مستقیم و مستقلی برای پیامدهای مربوط به خود ACL ارائه نکرده بودند. از این‌رو، اعتبار نتایج باید با توجه به روش ارزیابی هر مدل تفسیر شود و مقایسه فعالیت عضلانی یا سایر خروجی‌های مدل با داده‌های تجربی، لزوماً اعتبار برآورد بارگذاری ACL را به‌طور مستقیم تأیید نمی‌کند. چهارم، تفاوت در گزارش پارامترهای مدل، مشخصات داده‌های ورودی و جزئیات روش‌های محاسباتی می‌تواند بازتولید نتایج را دشوار کند. پنجم، برآورد بارگذاری مکانیکی ACL با ارزیابی خطر واقعی آسیب یکسان نیست. بنابراین، یافته‌های این مرور به‌تنهایی امکان نتیجه‌گیری مستقیم درباره احتمال وقوع آسیب ACL را فراهم نمی‌کنند. در نهایت، تفسیر یافته‌ها به دامنه مطالعات شناسایی شده و معیارهای ورود و خروج این مرور محدود است.

چشم‌اندازهای آینده

تحقیقات آینده باید به سمت توسعه مدل‌های سریع‌تر، دقیق‌تر و فردمحور حرکت کنند. ترکیب داده‌های ام آر آی، الکترومایوگرافی، حسگرهای پوشیدنی و الگوریتم‌های هوش مصنوعی می‌تواند مسیر جدیدی برای ایجاد مدل‌های پیش‌بینانه فراهم کند. همچنین، توسعه مفهوم دوگانه دیجیتال در بیومکانیک ورزشی می‌تواند امکان شبیه‌سازی پاسخ مکانیکی اختصاصی هر فرد را در شرایط

مختلف حرکتی فراهم کند (۳۹). بهبود روش‌های اعتبارسنجی، استانداردسازی گزارش‌دهی مدل‌ها و ایجاد بانک‌های داده چند منظوره از دیگر اولویت‌های پژوهشی آینده خواهد بود.

نتیجه‌گیری نهایی

این مرور سیستماتیک نشان داد که مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی رویکردی ارزشمند برای برآورد غیرتهاجمی بارگذاری ACL و بررسی عوامل مؤثر بر آن در تکالیف پویای پرخطر اندام تحتانی است. شواهد موجود نشان می‌دهند که بارگذاری ACL تحت تأثیر تعامل نیروهای عضلانی، کینماتیک چند صفحه‌ای، نیروهای خارجی و کنترل عصبی-عضلانی قرار دارد و نمی‌توان آن را بر اساس یک متغیر منفرد تبیین کرد. با این حال، ناهمگونی در ساختار مدل‌ها، داده‌های ورودی، روش تخمین نیروهای عضلانی، نوع پیامد ACL و شیوه ارزیابی مدل‌ها، در کنار محدودیت اعتبارسنجی مستقیم، مقایسه و تعمیم‌یافته‌ها را محدود می‌کند. بنابراین، پژوهش‌های آینده باید بر توسعه و ارزیابی مدل‌های فردمحور، ادغام مناسب داده‌های مکمل مانند الکترومایوگرافی و اطلاعات تصویربرداری، استانداردسازی روش‌های مدل‌سازی و گزارش‌دهی، و انجام اعتبارسنجی تجربی با معیارهای مشخص و مستقل تمرکز کنند. در مجموع، مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی ظرفیت قابل توجهی برای ارتباط دادن الگوهای حرکتی و نیروهای داخلی با پیامدهای مکانیکی مرتبط با ACL دارد. با این حال، افزایش قابلیت اعتماد و کاربردپذیری این رویکرد مستلزم بهبود اعتبارسنجی، شفافیت روش‌شناختی و توجه بیشتر به تفاوت‌های فردی است.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این مطالعه از نوع مروری است و در آن هیچ‌گونه جمع‌آوری یا تحلیل داده‌های اولیه انسانی یا حیوانی صورت نگرفته است. بر این اساس، دریافت رضایت آگاهانه و کسب تأییدیه از کمیته اخلاق پژوهشی ضرورتی نداشته است. کلیه مراحل این پژوهش با رعایت اصول اخلاقی، امانت‌داری علمی، ارجاع صحیح به منابع و پرهیز از هر نوع سرقت علمی اجرا شده است.

حامی مالی

این مطالعه هیچ‌گونه حمایت مالی از سوی نهادهای دولتی، خصوصی یا غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

حمیدرضا زنگویی و محمد یوسفی در مراحل طراحی و شکل‌گیری ایده پژوهش، جست‌وجوی منابع، گزینش مطالعات، استخراج داده‌ها، تحلیل و تفسیر یافته‌ها، و تدوین پیش‌نویس اولیه مقاله نقش داشتند. مهسا آزاده و شقایق زیوری نیز در نظارت بر جنبه‌های روش‌شناختی، بازبینی انتقادی مقاله، تفسیر نتایج، و تأیید نسخه نهایی ارسالی همکاری کردند. همه چهار نویسنده نسخه نهایی مقاله را مطالعه و تأیید نمودند.

تعارض

نویسندگان اعلام می‌کنند که در ارتباط با انتشار این مقاله هیچ‌گونه تعارض منافی وجود ندارد.

References

1. Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Ménétrey J. Anatomy of the anterior cruciate

- ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2006;14(3):204-213. [DOI:10.1007/s00167-005-0679-9]
2. Sharabi M, Agron R, Dolev A, Haj-Ali R, Yassin M. Predictive refined computational modeling of ACL tear injury patterns. *Bioengineering*. 2024;11(5):413. [DOI:10.3390/bioengineering11050413]
3. Larwa J, Stoy C, Chafetz RS, Boniello M, Franklin C. Stiff landings, core stability, and dynamic knee valgus: a systematic review on documented anterior cruciate ligament ruptures in male and female athletes. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2021;18(7):3826. [DOI:10.3390/ijerph18073826]
4. Montalvo AM, Schneider DK, Yut L, Webster KE, Beynnon B, Kocher MS, et al. What's my risk of sustaining an ACL injury while playing sports? A systematic review with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*. 2019;53(16):1003-1012. [DOI:10.1136/bjsports-2016-096274]
5. Ilbeigi S, Motedayyen H, Yousefi M, Hosseini SN, Hoseinzadeh E. Comparison of the effects of exercise therapy and orthokine therapy on pain intensity, joint stiffness, and quadriceps muscle strength in middle-aged women with knee osteoarthritis. *Journal of Sport Biomechanics*. 2026;12(3):546-568. [DOI:10.66224/JSportBiomech.12.3.546]
6. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2000;8(3):141-150. [DOI:10.5435/00124635-200005000-00001]
7. Donelon TA, Dos'Santos T, Pitchers G, Brown M, Jones PA. Biomechanical determinants of knee joint loads associated with increased anterior cruciate ligament loading during cutting: a systematic review and technical framework. *Sports Medicine - Open*. 2020;6(1):53. [DOI:10.1186/s40798-020-00276-5]
8. Yousefi M, Borhani R, Aleghabi M, Mohammadnia Ahmadi S. The effect of thermoplastic insoles on center of pressure parameters in individuals with flatfoot deformity. *Journal of Sport Biomechanics*. 2026;12(3):626-640. [DOI:10.66224/JSportBiomech.12.3.626]
9. Zhang Q, Adam NC, Hosseini Nasab SH, Taylor WR, Smith CR. Techniques for in vivo measurement of ligament and tendon strain: a review. *Annals of Biomedical Engineering*. 2021;49(1):7-28. [DOI:10.1007/s10439-020-02635-5]
10. Beynnon B, Howe JG, Pope MH, Johnson RJ, Fleming BC. The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *International Orthopaedics*. 1992;16(1):1-12. [DOI:10.1007/BF00182976]
11. Zhang Q, Bossuyt F, Adam N, Llerena B, Stauffer F, Rennhard P, et al. A stretchable strain sensor system for wireless measurement of musculoskeletal soft tissue strains. *Advanced Materials Technologies*. 2023;8(12):2202041. [DOI:10.1002/admt.202202041]
12. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*. 1995;13(6):930-935. [DOI:10.1002/jor.1100130618]
13. Farshidfar SS, Cadman J, Deng D, Appleyard R, Dabirrahmani D. The effect of modelling parameters in the development and validation of knee joint models on ligament mechanics: a systematic review. *PLOS ONE*. 2022;17(1):e0262684. [DOI:10.1371/journal.pone.0262684]
14. Fleming BC, Beynnon BD, Renstrom PA, Johnson RJ, Nichols CE, Peura GD, et al. The strain behavior of the anterior cruciate ligament during stair climbing: an in vivo study. *Arthroscopy*. 1999;15(2):185-191. [DOI:10.1053/ar.1999.v15.015018]
15. Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, et al. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical*

- Engineering. 2007;54(11):1940-1950. [DOI:10.1109/TBME.2007.901024]
16. Damsgaard M, Rasmussen J, Christensen ST, Surma E, de Zee M. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. Simulation Modelling Practice and Theory. 2006;14(8):1100-1111. [DOI:10.1016/j.simpat.2006.09.001]
17. Lloyd DG, Besier TF. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. Journal of Biomechanics. 2003;36(6):765-776. [DOI:10.1016/S0021-9290(03)00010-1]
18. Englander ZA, Baldwin EL III, Smith WAR, Garrett WE, Spritzer CE, DeFrate LE. In vivo anterior cruciate ligament deformation during a single-legged jump measured by magnetic resonance imaging and high-speed biplanar radiography. The American Journal of Sports Medicine. 2019;47(13):3166-3172. [DOI:10.1177/0363546519876074]
19. Naghibi SE, Anbarian M, Yousefi M, Shirzad E, Azizian S. Principal component analysis of anthropometric and biomechanical variables in adolescent elite karateka athletes. Journal of Sport Biomechanics. 2017;3(2):27.
20. Belkhelladi M, Cierson T, Martineau PA. Biomechanical risk factors for increased anterior cruciate ligament loading and injury: a systematic review. Orthopaedic Journal of Sports Medicine. 2025;13(2):23259671241312681. [DOI:10.1177/23259671241312681]
21. Cronström A, Creaby MW, Ageberg E. Do knee abduction kinematics and kinetics predict future anterior cruciate ligament injury risk? A systematic review and meta-analysis of prospective studies. BMC Musculoskeletal Disorders. 2020;21(1):563. [DOI:10.1186/s12891-020-03552-3]
22. Bramer WM, Giustini D, de Jonge GB, Holland L, Bekhuis T. De-duplication of database search results for systematic reviews in EndNote. Journal of the Medical Library Association. 2016;104(3):240-243. <https://doi.org/10.5195/jmla.2016.24> [DOI:10.3163/1536-5050.104.3.014]
23. Carroll M, Parmar P, Dalbeth N, Boock M, Rome K. Gait characteristics associated with the foot and ankle in inflammatory arthritis: a systematic review and meta-analysis. BMC Musculoskeletal Disorders. 2015;16:134. [DOI:10.1186/s12891-015-0596-0]
24. Downs SH, Black N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. Journal of Epidemiology and Community Health. 1998;52(6):377-384. [DOI:10.1136/jech.52.6.377]
25. Chen L, Jiang Z, Yang C, Cheng R, Zheng S, Qian J. Effect of different landing actions on knee joint biomechanics of female college athletes: based on OpenSim simulation. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2022;10:899799. [DOI:10.3389/fbioe.2022.899799]
26. Mokhtarzadeh H, Yeow CH, Hong Goh JC, Oetomo D, Malekipour F, Lee PV. Contributions of the soleus and gastrocnemius muscles to the anterior cruciate ligament loading during single-leg landing. Journal of Biomechanics. 2013;46(11):1913-1920. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2013.04.010]
27. Kim N, Lee SY, Lee SC, Rosen AB, Grindstaff TL, Knarr BA. Effect of isolated hip abductor fatigue on single-leg landing mechanics and simulated ACL loading. The Knee. 2021;31:118-126. [DOI:10.1016/j.knee.2021.05.007]
28. Navacchia A, Ueno R, Ford KR, DiCesare CA, Myer GD, Hewett TE. EMG-informed musculoskeletal modeling to estimate realistic knee anterior shear force during drop vertical jump in female athletes. Annals of Biomedical Engineering. 2019;47(12):2416-2430. [DOI:10.1007/s10439-019-02318-w]
29. Daliet OJ, Briem K, Brynjólfsson S, Sigurðsson HB. Combined effects of external moments and muscle activations on ACL loading during numerical simulations of a female model in OpenSim. Applied Sciences. 2021;11(24):11971. [DOI:10.3390/app112411971]

30. Huthöfer M, Kainz H, Holder J, Horsak B, Kurz G, Schwameder H. Decreased change of direction angle, increased ACL load: angle-dependent anterior cruciate ligament loading across different change of direction sprints in male soccer players. *Journal of Biomechanics*. 2026;205:113388. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2026.113388]
31. Heinrich D, van den Bogert AJ, Csapo R, Nachbauer W. A model-based approach to predict neuromuscular control patterns that minimize ACL forces during jump landing. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2021;24(6):612-622. [DOI:10.1080/10255842.2020.1842376]
32. Nasser A, Khataee H, Bryant AL, Lloyd DG, Saxby DJ. Modelling the loading mechanics of anterior cruciate ligament. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2020;184:105098. [DOI:10.1016/j.cmpb.2019.105098]
33. Moustiridi E, Risvas K, Moustakas K. Predictive simulation of single-leg landing scenarios for ACL injury risk factors evaluation. *PLOS ONE*. 2023;18(3):e0282186. [DOI:10.1371/journal.pone.0282186]
34. Weinhandl JT, Earl-Boehm JE, Ebersole KT, Huddleston WE, Armstrong BS, O'Connor KM. Reduced hamstring strength increases anterior cruciate ligament loading during anticipated sidestep cutting. *Clinical Biomechanics*. 2014;29(7):752-759. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2014.05.013]
35. Heinrich D, van den Bogert AJ, Mössner M, Nachbauer W. Model-based estimation of muscle and ACL forces during turning maneuvers in alpine skiing. *Scientific Reports*. 2023;13(1):9026. [DOI:10.1038/s41598-023-35775-4]
36. Beaulieu ML, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. Loading mechanisms of the anterior cruciate ligament. *Sports Biomechanics*. 2023;22(1):1-29. [DOI:10.1080/14763141.2021.1916578]
37. Song Y, Li L, Hughes G, Dai B. Trunk motion and anterior cruciate ligament injuries: a narrative review of injury videos and controlled jump-landing and cutting tasks. *Sports Biomechanics*. 2023;22(1):46-64. [DOI:10.1080/14763141.2021.1877337]
38. Ueno R, Navacchia A, Schilaty ND, Myer GD, Hewett TE, Bates NA. Anterior cruciate ligament loading increases with pivot-shift mechanism during asymmetrical drop vertical jump in female athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 2021;9(3):2325967121989095. [DOI:10.1177/2325967121989095]
39. Hliš T, Fister I, Fister I Jr. Digital twins in sport: concepts, taxonomies, challenges and practical potentials. *Expert Systems with Applications*. 2024;258:125104. [DOI:10.1016/j.eswa.2024.125104]