

Accepted Manuscript

Accepted Manuscript (Uncorrected Proof)

Title: Knee Kinematics in the Anteroposterior Plane Across Gait Stance Sub-Phases Following ACL Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis

Authors: Ali Esmaili¹, AmirAli Jafarnezhadgero^{1,*}, Farhad Rezazadeh¹, Reza Noktensanj²

1. *Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.*
2. *Department of Surgery and Orthopedics, Ardabil University of Medical Sciences, Ardabil, Iran.*

To appear in: **Archives of Rehabilitation**

Received date: 2025/10/19

Accepted date: 2026/09/20

First Online Published: 2026/09/27

This is a “Just Accepted” manuscript, which has been examined by the peer-review process and has been accepted for publication. A “Just Accepted” manuscript is published online shortly after its acceptance, which is prior to technical editing and formatting and author proofing. Archives of Rehabilitation provides “Just Accepted” as an optional service which allows authors to make their results available to the research community as soon as possible after acceptance. After a manuscript has been technically edited and formatted, it will be removed from the “Just Accepted” Website and published as a published article. Please note that technical editing may introduce minor changes to the manuscript text and/or graphics which may affect the content, and all legal disclaimers that apply to the journal pertain.

Please cite this article as:

Esmaeili A, Jafarnezhadgero AA, Rezazadeh F, Noktehsanj R. [Knee Kinematics in the Anteroposterior Plane Across Gait Stance Sub-Phases Following ACL Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis (Persian)]. Archives of Rehabilitation. Forthcoming 2026.

نسخه پذیرفته شده پیش از انتشار

عنوان: کینماتیک زانو در صفحه قدامی-خلفی طی زیر مراحل فاز حمایت راه رفتن پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی:

یک مرور سیستماتیک با فراتحلیل

نویسندگان: علی اسماعیلی^۱، امیرعلی جعفرنژاد گرو^{۱*}، فرهاد رضازاده^۱، رضا نکته سنج^۲

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده روانشناسی و علوم تربیتی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

۲. گروه جراحی و ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی اردبیل، اردبیل، ایران.

نشریه: **ارشیو توانبخشی**

تاریخ دریافت: 1404/07/27

تاریخ پذیرش: 1405/06/29

تاریخ انتشار اولیه: 1405/7/05

این نسخه «پذیرفته‌شده پیش از انتشار» مقاله است که پس از طی فرایند داوری، برای چاپ، قابل پذیرش تشخیص داده شده است. این نسخه در مدت کوتاهی پس از اعلام پذیرش به صورت آنلاین و قبل از فرایند ویراستاری منتشر می‌شود. نشریه آرشیو توانبخشی گزینه «پذیرفته‌شده پیش از انتشار» را به عنوان خدمتی به نویسندگان ارائه می‌دهد تا نتایج آن‌ها در سریع‌ترین زمان ممکن پس از پذیرش برای جامعه علمی در دسترس باشد. پس از آنکه مقاله‌ای فرایند آماده سازی و انتشار نهایی را طی می‌کند، از نسخه «پذیرفته‌شده پیش از انتشار» خارج و در یک شماره مشخص در وبسایت نشریه منتشر می‌شود. شایان ذکر است صفحه آرای و ویراستاری فنی باعث ایجاد تغییرات صوری در متن مقاله می‌شود که ممکن است بر محتوای آن تأثیر بگذارد و این امر از حیطه مسئولیت دفتر نشریه خارج است.

لطفا این گونه استناد شود:

Esmaeili A, Jafarnezhadgero AA, Rezazadeh F, Noktehsanj R. [Knee Kinematics in the Anteroposterior Plane Across Gait Stance Sub-Phases Following ACL Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis (Persian)]. Archives of Rehabilitation. Forthcoming 2026.

Abstract

Objective: Even after undergoing surgical treatment, anterior cruciate ligament reconstructed (ACLR) individuals continue to show restricted mobility across the short-, medium-, and long-term recovery windows. The present systematic review with meta-analysis set out to examine kinematics of knee joint in the anteroposterior plane across the various phases of gait in this population relative to healthy controls, and to track how gait kinematics change over the postoperative timeline.

Materials & Methods: Records were retrieved from five electronic databases including PubMed, Web of Science, Scopus, Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL) and PEDro spanning their entire indexing history through May 2026. Studies comparing gait biomechanics between ACLR patients and healthy individuals were retained and grouped by time since surgery into short- (0 to less than 6 months), medium- (6 to less than 12 months), and long-term (over 12 months) categories. Biomechanical variables from the walking stance phase were drawn from each eligible study, and in order to rate study quality, a modified Downs and Black checklist was used.

Results: Sixteen studies, with an average methodological quality score of 69%, met the inclusion criteria. Regardless of the time since surgery, patients with ACLR demonstrated a smaller knee flexion at the loading phase than healthy controls ($P = 0.004$). Also, in the medium- ($P = 0.03$) and long ($P = 0.009$) terms postoperative periods, the knee flexion angle compared with the healthy individuals remained lower .

Conclusion: Findings of the present systematic review and meta-analysis indicated that patients following ACLR exhibited reduced knee joint flexion at the loading phase of stance than that healthy individuals. The persistence of reduced knee flexion during the medium- and long-term follow-up periods after ACLR suggests incomplete restoration of normal gait patterns and the continuation of knee biomechanical abnormalities in ACLR patients. These results highlight the necessity of developing phase-specific and targeted rehabilitation programs to correct knee joint motion limitations following ACLR.

Keywords: ACL surgery; Joint Angle; Gait

Introduction

After an anterior cruciate ligament (ACL) tear, ACL reconstruction (ACLR) is frequently performed as a surgical intervention aimed at restoring knee joint stability and helping patients return to the activity level they had before the injury. Previous studies have shown that ACLR surgery restores joint stability (1, 2). Several studies have evaluated the effect of ACLR on knee joint kinematics during walking (3-5). These studies have indicated that, despite a general tendency toward normalization of gait patterns after reconstruction surgery, modified kinematics around the knee anteroposterior plane persist. It has been reported that abnormal gait patterns may contribute to the long-term development of pathological knee complications (6). Furthermore, evidence indicates that individuals after ACLR experience asymmetrical knee loading during walking (7).

Altered gait kinematics, may indicate unresolved disorders after surgery, and may also act as an effective mechanical factor in the development of post-traumatic arthritis (8). Thus far, studies examining gait patterns after ACLR have reported contradictory results related to knee joint kinematics (9-11). Part of these contradictory results may be related to differences between studies in patient-level variables (e.g., sex, time since surgery, graft type), the choice of comparison group (healthy controls versus the contralateral knee), how data were collected and processed, the movement protocols used, differences in gait speed, and how results were presented (e.g., whether data were normalized). Therefore, the need to combine and aggregate comparable data on knee joint kinematics is evident. Identifying modifiable features in the gait pattern of the reconstructed knee could help in developing targeted interventions to prevent the progression of pathological complications following knee injury.

Several systematic reviews with meta-analysis have already attempted to reconcile these mixed findings. Drawing on data from 13 studies, Shi et al. reported comparable knee flexion during gait between healthy and ACLR groups (12). Slater et al. later performed a meta-analysis examining kinetics and kinematics of lower-extremity during gait in ACLR versus healthy individuals, accounting for postoperative intervals ranging from 3 to 64 months (13). In this meta-analysis, 27 studies were included, findings showed that ACLR patients demonstrated reduced knee flexion angles than healthy counterparts specifically during the initial stance phase (13). Overall, findings from meta-analyses indicate the persistence of alterations in gait biomechanical patterns in the anteroposterior plane, even over long-time intervals following ACLR. However, previous research have assessed the stance phase of gait primarily in an

aggregated and integrated manner. There is evidence suggesting that knee kinematic patterns can differ across various sub-phases of the stance phase (14). Despite this, existing reviews have not analyzed these sub-phases separately and distinctly.

Examining knee kinematics over the entire stance phase in an aggregated manner may obscure subtle and phase-specific changes in joint motion. Different sub-phases of the stance - including initial contact, loading response, and toe-off - are each associated with different joint mechanics (14). Biomechanical alterations resulting from ACLR may be significant in one stage of the stance phase but not visible in the average of the entire stance phase. Therefore, a detailed examination of each stage of the stance phase enables the identification of subtle and modifiable features in the gait pattern and can facilitate the development of targeted interventions to correct gait patterns and reduce the probability of re-injury or the progression of osteoarthritis following ACLR. Nevertheless, the mentioned studies did not examine knee kinematics during different stages of the gait stance phase. Therefore, the current systematic review and meta-analysis was designed to evaluate anteroposterior-plane knee joint kinematics across the different sub-phases of the gait stance phase in adults with ACLR relative to healthy individuals.

Materials and Methods

This systematic review and meta-analysis was performed in accordance with the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) guidelines (15). The EndNote 20 software (Bld 14672, Clarivate, Philadelphia, PA, USA) were used in order to screen potentially eligible articles. The present review included observational studies and did not involve randomized therapeutic interventions; therefore, the PECOS approach (Participants, Exposure, Comparators, Outcomes, and Study Design) served as the basis for defining the criteria of inclusion and exclusion. Within this framework, the participants comprised adult who had undergone ACLR. The exposure of interest was the postoperative ACLR condition, while healthy group with no history of knee surgery was used as the comparator group. The outcome measures included anterior–posterior knee joint kinematics across the different phases of the gait stance phase. Cross-sectional studies and case-control studies, as well as baseline data or a single time-point gait assessment and otherwise from cohort studies when appropriate, were considered eligible (16, 17) (Table 1).

Table 1. Selection criteria for study eligibility according to the PECOS framework.

Category	Inclusion	Exclusion
Participants	Adults who had undergone anterior cruciate ligament surgery (ACLR), following either an isolated ACL injury or an ACL injury accompanied by meniscal and/or collateral ligament damage, regardless of graft type	Participants with systemic, neurological, or degenerative conditions
Exposure	ACLR	-
Comparator	Comparison with a healthy control group (i.e., without ACLR intervention)	Lack of a healthy individuals
Outcome	Knee joint kinematic during gait	Studies investigating kinematic and kinetic parameters during tasks other than gait were excluded from the review
Study design	Case-control, case series, cohort, and cross-sectional studies.	Case studies, systematic reviews

To capture the full body of relevant literature, five databases including PubMed, Web of Science, Scopus, Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL) and PEDro were systematically searched through May 2026. In addition, grey literature was retrieved through Google Scholar, ScienceDirect, ClinicalTrials.gov, and PROQUEST, in addition to by hand-searching the reference lists of the included articles. The initial search strategy was built for PubMed and then adjusted to suit each remaining database. Search terms incorporated both free-text keywords with Medical Subject Headings (MeSH), both derived from the PECOS framework (Table 2). The titles and abstracts of the studies were assessed by two reviewers (A.E. and F.R.) in order to identify studies that were potentially eligible, according to eligibility criteria. Disagreements between the two reviewers were clarified through discussion with a third reviewer (A.J.) until consensus was achieved. When the details in the title and abstract was insufficient, the full text was screened.

Table 2: Search strategy

Participants	AND	Task	AND	Outcomes	AND	Body part
"Anterior cruciate ligament reconstruction"		Walk*		Biomech*		"Lower limb*"
"Anterior cruciate ligament"		Walking*		Kinetic*		"Lower extremit*"
"Anterior cruciate ligament injur*"		gait*		Kinematic*		Foot
"ACL repair"		"Translation movement"		Speed		Feet
				Force*		Ankle
				Motion*		Ankles
				Rotation*		Leg
				Impuls		Legs
				Acceleration		Knee
				Dynamic		Knee*
				Power		Hip
				Movement		Hips
				Load*		Pelvis
				Joint moment*		Thigh*
				Ground reaction force*		
				Mechanic*		
				Torque*		
				Angle*		

Methodological quality was rated independently by two reviewers (A.E. and A.J.) with a adapted version of the Downs and Black assessment tool developed for non-randomized controlled trials (18). Since the bulk of the studies included here were non-randomized controlled trials or quasi-experimental in design, this 18-item modified checklist - rather than the original - was applied. The Downs and Black checklist comprised 18 items covering five methodological domains, including reporting quality (items 1–7 and 10), external validity (items 11–12), internal validity related to bias (items 15–16, 18, and 20), internal validity associated with confounding (items 21–22 and 25), and statistical power (item 27). Structured this way, the checklist supports a thorough, systematic appraisal of quality across non-randomized study designs. For each included study, the overall methodological quality was expressed as a percentage of the maximum score (19). Based on the overall methodological quality assessment, studies were categorized as high quality when their scores were $\geq 75\%$, moderate quality when scores ranged from 60% to 74%, and low quality when scores were $\leq 60\%$ (19). These ranges have been used in previous studies that employed the Downs and Black assessment tool and are widely accepted in systematic reviews. The selection of these thresholds allows for an integrated comparison of quality across studies and has a direct relationship with the level of confidence in the study results. This means that high-quality studies have the highest reliability and the lowest risk of bias, while low-quality studies are at increased risk of error and bias.

In the present review, only data related to the gait stance phase were extracted. Knee joint flexion angle, examined throughout the initial contact, loading response, and toe-off phase of the gait stance phase, was the kinematic variable of interest. Data from the included studies were extracted by single author (A.E.). The information gathered encompassed several key parameters: the sample sizes of both the ACLR and healthy control cohorts, along with participant demographics such as age and sex. Additionally, surgery-related variables -namely, the time elapsed since surgery and the type of graft utilized- were recorded, as was the time elapsed since the initial injury. Beyond these, the outcome measures under investigation and the specific characteristics of the gait assessment protocol were also documented. To reduce

any error in data extraction, the relevant Excel files were checked by the second author (A.J.). For studies in which quantitative data were not directly reported in the text or tables, an initial attempt was made to obtain the necessary information by contacting the corresponding author of the article. The email address of the corresponding author of each article was checked, and a formal message requesting raw data related to kinematic variables was sent. In the absence of a response or in cases where the data were not available, a free web-based software (<https://plotdigitizer.com/webplotdigitizer-alternative>) was served to extract data from graphs. The extraction of data process was carried out independently by two researchers, and each graph was digitized at least twice. If there was a discrepancy between the extracted values, the mean values was considered as the last value. This approach was adopted to reduce extraction error and increase the accuracy of data entered into the meta-analysis. To perform subgroup analyses based on time period since surgery, the included studies were classified into three-time categories: short- (0 to less than 6 months), medium- (6 to less than 12 months), and long-term period (12 months and more).

Combined analyses of quantitative data were conducted using Cochrane Review Manager software version 5.1 and displayed as forest plots. Standardized mean differences (SMD) and their 95% confidence intervals (CI) were used to quantify effect sizes, based on a random-effects model (20-22). The SMD were classified based on their magnitude as trivial (0.0–0.2), small (>0.2–0.5), moderate (>0.5–0.8), or large (>0.8) (20-22). The I^2 statistic was employed to assess heterogeneity across studies. The degree of heterogeneity was interpreted as low for I^2 values between 25% and 50%, moderate for values between 50% and 75%, and high when I^2 exceeded 75% (23, 24). Following the meta-analysis, publication bias and potential small-study effects were examined by visually examining funnel plots for asymmetry in the effect size distribution (25). Funnel plot asymmetry was assessed by Egger's test, which assesses the relationship between effect sizes and their corresponding standard errors (26). Where funnel-plot asymmetry was present, the trim-and-fill procedure was applied to derive an adjusted pooled effect size, which was then compared against the unadjusted estimate to approximate

how many studies might be missing from the analysis (27). The significance level in the tests was considered 0.05.

Results

The initial literature search identified 3,522 records. Following duplicate removal, 1,857 studies were retained. Title and abstract screening led to the full-text evaluation of 159 articles. Ultimately, 16 studies met the inclusion criteria for this systematic review with meta-analysis (Figure 1).

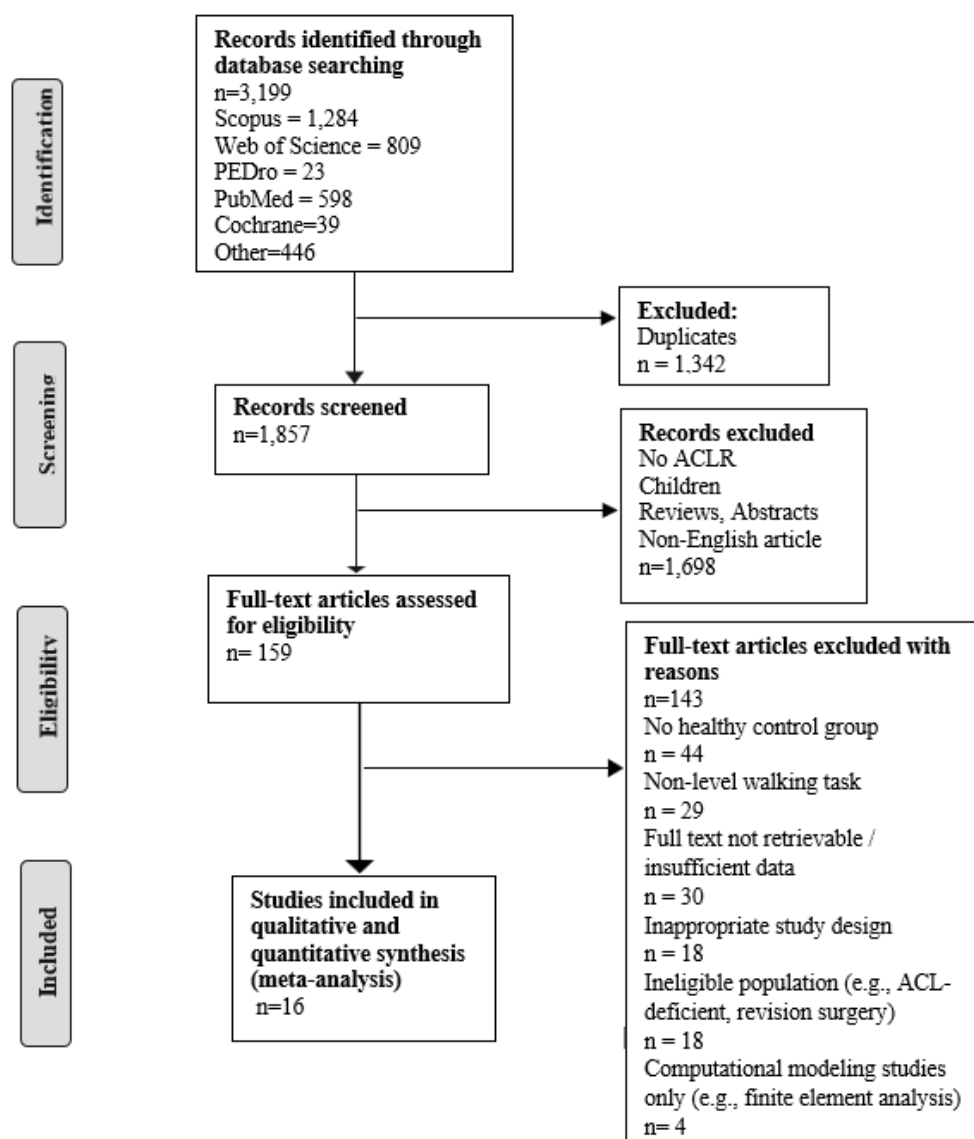


Figure 1. PRISMA flow chart

Table 3 presents the characteristics of the included articles. Two articles were assigned to the short-term category (14, 28), three studies into the medium-term category (29-31), and 11 studies into the long-term category (3, 10, 30, 32-39).

نسخه پذیرفته پیش از انتشار

Table 3. Overview of the 16 studies included in the quantitative synthesis.

Authors	ACLR sample size, gender (male/female), age (mean $\pm$ SD or range)	Healthy control sample size, gender (male/female), age (mean $\pm$ SD or range)	Time since injury	Time since surgery	Type of graft	Outcomes	Gait protocol	Kinematic and/or kinetic measurement tools
Asaeda et al. (3)	16, M, 29.1 $\pm$ 11.7 and 16 F, 25.6 $\pm$ 13.0	16, M, 25.0 $\pm$ 6.8 and 16 F, 21.3 $\pm$ 1.8	Not reported	12 months	Quadrupled semitendinosus tendon	Tibial rotation, peak knee flexion, knee motion excursion	5 trials, preferred gait speed, 10-m walkway	3D, force platforms
Bulgheroni et al. (32)	15, M, 25 $\pm$ 3	5, M, 28 $\pm$ 3	Not reported	17 $\pm$ 5 months	BPB technique	Lower limb joint angle	5 trials, 20-m walkway	3D, force platform
Davis-Wilson et al. (33)	196, 73M/ 123F, 21 $\pm$ 4	106 Healthy, 32M / 74F, 21 $\pm$ 3	Not reported	29.6 $\pm$ 30.2 months	six allograft; 48 semitendinosus autograft; 3 quadriceps tendon autograft; 139 bone–patellar–bone autograft	Maximum knee flexion angle, knee flexion excursion	5 trials, preferred gait speed	3D, force platform
Dewig et al. (34)	47, 13M/ 34F, 20.8 $\pm$ 3.2	47, 13M/ 34F, 21.2 $\pm$ 2.3	Not reported	4 $\pm$ 3 years	1 quadriceps tendon, 22 hamstring tendon,	Peak flexion angle of the knee joint	5 trials, 6 m walking, preferred gait	3D, force platform

					1 allograft, 23 patellar tendon		pace. ACLR: 1.31 ± 0.18 m/s; control: 1.28 ± 0.15 m/s	
Erhart-Hledik et al. (35)	17, 29.6 ± 7.3;	17, 5M / 12F, 35.4 ± 7.4	2.0 ± 1.8 months	2.2±0.3 years	1 BPB autograft, 1 BPB allograft, 15 Achilles allograft	Knee flexion angle	3 trials, preferred gait speed, 10-m walkway	3D, force platform
Ferber et al. (14)	10, 5M / 5F, 27.7 ± 9.1	10, 5M / 5F 24.4 ± 3.1	5.7 ± 5.1 years	Three months	BPB	Knee joint angle	12 trials, 5 m walkway, preferred gait pace	3D, force platform
Gao et al. (40)	14, 12M / 2F, 25.1 ± 5.9	15, 12M / 3F, 22.8 ± 2.6	Not reported	Within 12 months	7 hamstring tendon autografts, 5 BPB allografts, and 2 achilles tendon allografts	Maximum knee flexion kinematics	5 trials, preferred gait speed	3D, force platform
Georgoulis et al. (41)	21, 19M/ 2F, 25 ± 4	10, 8M / 2F, 24.7 ± 3.7	Not reported	30 ± 16.9 weeks	BPB autograft	Knee joint flexion, tibial adduction–abduction, and tibial rotation angle	6 trials, preferred pace on a 10-meter walking path	3D

Goetschius et al. (30)	A: early ACLR, 18, 7M /11F, 21.7 $\pm$ 4.1; B: mid ACLR, 20, 4 M /16 F, 20.5 $\pm$ 2.2; C: late ACLR, 18, 6 M / 12 F, 26.7 $\pm$ 4.4	20, 7M / 13F, 22.4 $\pm$ 3.2	Not reported	A: 1.4 $\pm$ 0.4 year; B: 3.3 $\pm$ 0.6 years; C: 8.6 $\pm$ 2.8 years	A: 7 patellar tendon, 10 hamstring tendon, and 1 cadaveric allograft; B: 11 patellar tendon, 5 hamstring tendon, and 4 cadaveric allografts; C: 10 patellar tendon, 5 hamstring tendon, and 3 cadaveric allografts	Sagittal- and frontal-plane knee and hip kinematics	10 strides, treadmill standard speeds: 1.34 m/s,	3D, treadmill force platform
Lewek et al. (28)	Weak-ACLR: 10, 4M / 6F, 25.0 $\pm$ 7.8; strong-ACLR: 8, 5M / 3F, 21.4 $\pm$ 6.0	10, 8M / 2F, 32.2 $\pm$ 6.6	Not reported	Weak-ACLR: 20.9 $\pm$ 9.4 weeks; Strong-ACLR: 14.3 $\pm$ 2.4 weeks	Allograft, double loop semitendinosus-gracilis autograft	Knee flexion angle	6 trials, 30-foot walk path, preferred gait speed	3D, force platform
Milandri et al. (36)	15 M, 28.6 $\pm$ 6.8	15 M, 27.6 $\pm$ 7.2	Not reported	4 and 6 years	Hamstring autograft	Hip and knee flexion angles	5 trials, preferred gait speed	3D, force platform
Noehren et al. (10)	20, F, 25 $\pm$ 6.2	20, F, 26 $\pm$ 5.1	Not reported	5.2 $\pm$ 3.2 years	8 hamstring, 7 patellar tendon, and 5 autograft	Hip flexion angle and	5 trials, treadmill at 1.5 m/s	3D, instrumented treadmill

						knee flexion angle		
Pamukoff et al. (37)	High-BMI ACLR: 26, 14M / 12F, 23.8 ± 4.2; Low-BMI ACLR: 26, 14M / 12F, 21.5 ± 2.2	High-BMI: 26, 14M / 12F, 22.6 ± 2.9; Low-BMI: 26, 14M / 12F, 22.0 ± 3.0	Not reported	LowBMI ACLR: 61.7±27.4; High-BMI ACLR: 65.1±29.5.	Patellar tendon: 22; hamstrings tendon: 15; Allograft: 15	Knee joint flexion angle	5 trials, walkway, preferred gait pace	3D, force platform
Ripic et al. (38)	16, 7 FT-Q: 3 F / 4M, 28.6 ± 7.3; 9 PT-Q: 1 F / 8M, 25.2 ± 4.3	11, 5F/6M, 23.4 ± 4.8	Not reported	FT-Q, 23.5±10.7; PT-Q, 24.4±11.7	Quadriceps tendon autograft	Maximum knee joint flexion angle	3 trials, preferred gait speed, 10-m walkway	3D, force platform
Saxby et al. (39)	104, 66 M/38 F, 29.7 ± 6.5	60, 35M/25F, 27.5 ± 5.4	Not reported	2.51 ± 0.44 years	Single-bundle semitendinosus - gracilis tendon autograft	Knee angles, ranges of motion	3 trials, preferred gait pace, 10 m walkway	3D, force platform
Webster et al. (31)	Patellar tendon: 17, 16M / 1F, 23.8 ± 5; hamstring tendon: 17, 16M / 1F, 26.8 ± 8	17, 16M/1F, 24.7 ± 5	Patellar tendon: 78.9 ± 6; hamstring tendon: 79.6 ± 7	Hamstring tendon: 9.3 months; Patellar tendon: 11 months	17 patellar tendon and 17 hamstring tendons	Lower limb sagittal-plane kinematics.	3 trials, comfortable-speed	3D, force platform

BPB, bone–patellar tendon–bone; ACLR, anterior cruciate ligament reconstruction; BMI, body mass index; 3D, three-dimensional; 2D, two-dimensional; M, male; F, female; SD, standard deviation.

According to the Downs and Black assessment tool, the studies incorporated into this review were found to demonstrate a moderate level of methodological quality, yielding an average score of 69% (18) (Table 4). Of the 16 studies, high-quality ratings were assigned to three (34, 38, 39), two as low quality (14, 30), and the remainder were classified as moderate quality. A priori power analyses were conducted in five studies to determine the required sample size (33, 34, 37-39).

Table 4. Assessment of methodological quality based on the the Downs and Black checklist.

	Reporting								External validity		Internal validity (bias)				Internal validity (confounding)			Power	Score (%)	Quality
	1	2	3	4	5	6	7	10	11	12	15	16	18	20	21	22	25	27		
Asaeda et al. (3)	1	1	1	1	2	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0	68	MQ
Bulgheroni et al. (32)	1	1	1	1	1	1	0	0	1	0	0	1	1	1	1	0	1	0	63	MQ
Davis-Wilson et al. (33)	1	1	1	1	2	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	1	1	74	MQ
Dewig et al. (34)	1	1	1	1	2	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	1	1	1	79	HQ
Erhart-Hledik et al. (35)	1	1	1	1	2	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0	68	MQ
Ferber et al. (14)	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0	58	LQ
Gao et al. (40)	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	1	1	0	68	MQ
Georgoulis et al. (41)	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0	63	MQ
Goetschius et al. (30)	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	0	1	1	1		0	1	0	58	LQ
Lewek et al, (28)	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0	63	MQ
Milandri et al. (36)	1	1	1	1	2	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0	68	MQ
Noehren et al. (10)	1	1	1	1	2	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0	68	MQ
Pamukoff et al, (37)	1	1	1	1	2	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	1	1	74	MQ
Ripic et al. (38)	1	1	1	1	2	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1	1	1	89	HQ
Saxby et al. (39)	1	1	1	1	2	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	0	1	1	84	HQ
Webster et al. (31)	1	1	1	1	2	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	0	1	0	68	MQ
Average score (mean)																			69	MQ

Low Quality (score < 60%); Moderate Quality (60% ≤ score < 75%); High Quality (score ≥ 75%); 1 = Yes; 0 = No.

Six studies compared the knee joint flexion angle during initial contact of the gait stance phase between patients with ACLR and healthy individuals (3, 14, 28, 31, 34, 41). No significant differences were identified in either the overall analysis or the subgroup analyses (six studies: SMD=-0.07, 95% confidence interval -0.29 to 0.16, P=0.55, I²=0%) (Figure 2). No heterogeneity was observed among studies (I² = 0%). Egger's regression test revealed no indication of publication bias (P = 0.54) (Figure 3).

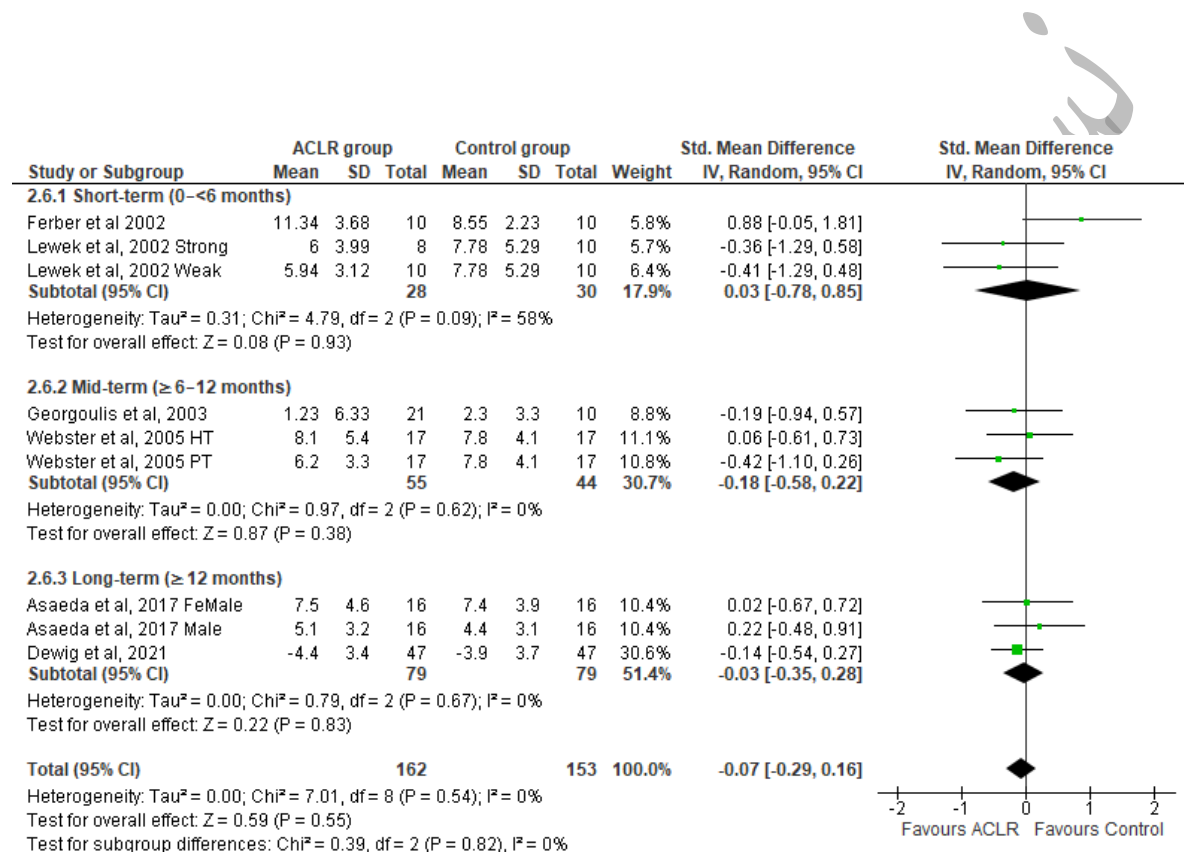


Figure 2. Forest plot showing the differences in knee joint flexion angle during the initial contact sub-phase of gait, between anterior cruciate ligament reconstructed and healthy participants. For each outcome, pooled effect estimates and subgroup analyses stratified according to time since surgery were computed and represented as standardized mean differences (SMD) with 95% confidence intervals. Std: standardized; SD: standard deviation; CI: confidence interval; Weak: weak quadriceps muscle; Strong: strong quadriceps muscle; PT: patellar tendon graft; HT: hamstring tendon graft.

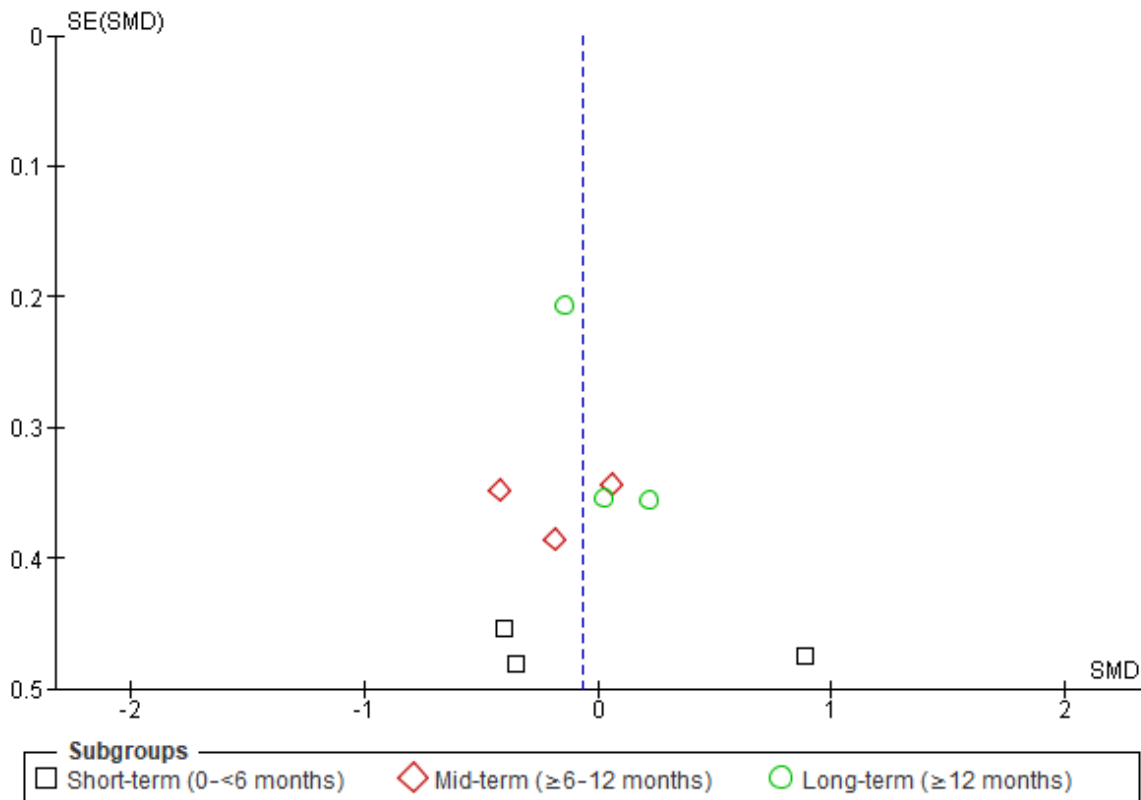


Figure 3. Funnel plot showing the possible for publication bias in articles evaluating knee flexion angle during initial contact sub-phase of gait.

Regardless of the postoperative interval, patients with ACLR exhibited reduced knee flexion at the loading response sub-phase of the gait stance phase compared with healthy individuals (16 studies: SMD=-0.43, 95% confidence interval -0.71 to -0.15, $P=0.003$, $I^2=84\%$) (Figure 4) (3, 10, 14, 28, 30-41). More specifically, knee flexion in the ACLR group was on average 1.56 degrees less than the control group (95% confidence interval -2.55 to -0.85). Heterogeneity among articles was high ($I^2=84\%$). No indication of publication bias was found by Egger's regression test ($P = 0.88$).

In the medium-term period (three studies: SMD=-0.43, 95% confidence interval -0.82 to -0.04, $P=0.03$, $I^2 = 15\%$) and long-term period (11 studies: SMD=-0.47, 95% confidence interval -0.82 to -0.12, $P=0.009$, $I^2=84\%$) after surgery, knee flexion was also lower in patients with ACLR than in the healthy individuals.

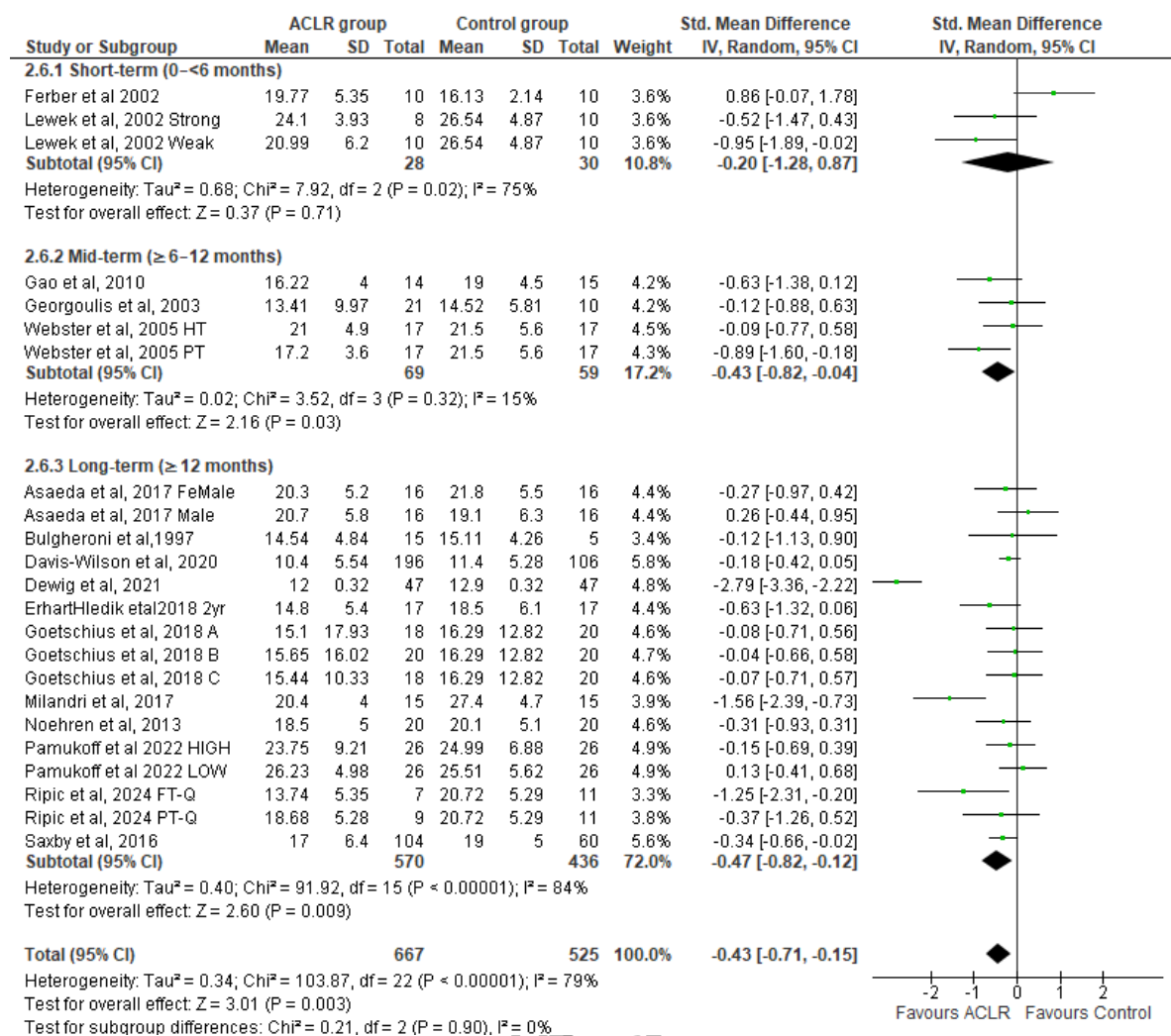


Figure 4. Forest plot showing the differences in knee joint flexion angle during the loading response sub-phase of gait, between anterior cruciate ligament reconstructed and healthy participants. For each outcome measure, pooled effect estimates and time-stratified subgroup analyses were calculated and presented as standardized mean differences (SMD) with 95% confidence intervals. SD: standard deviation; Std: standardized; CI: confidence interval; PT-Q: partial-thickness quadriceps tendon graft harvest; FT-Q: full-thickness quadriceps tendon graft harvest; A: short-term ACLR; B: mid-term ACLR; C: long-term ACLR; LOW: low body mass index; HIGH: high body mass index; Strong: strong quadriceps muscle; Weak: weak quadriceps muscle; PT: patellar tendon graft; HT: hamstring tendon graft.

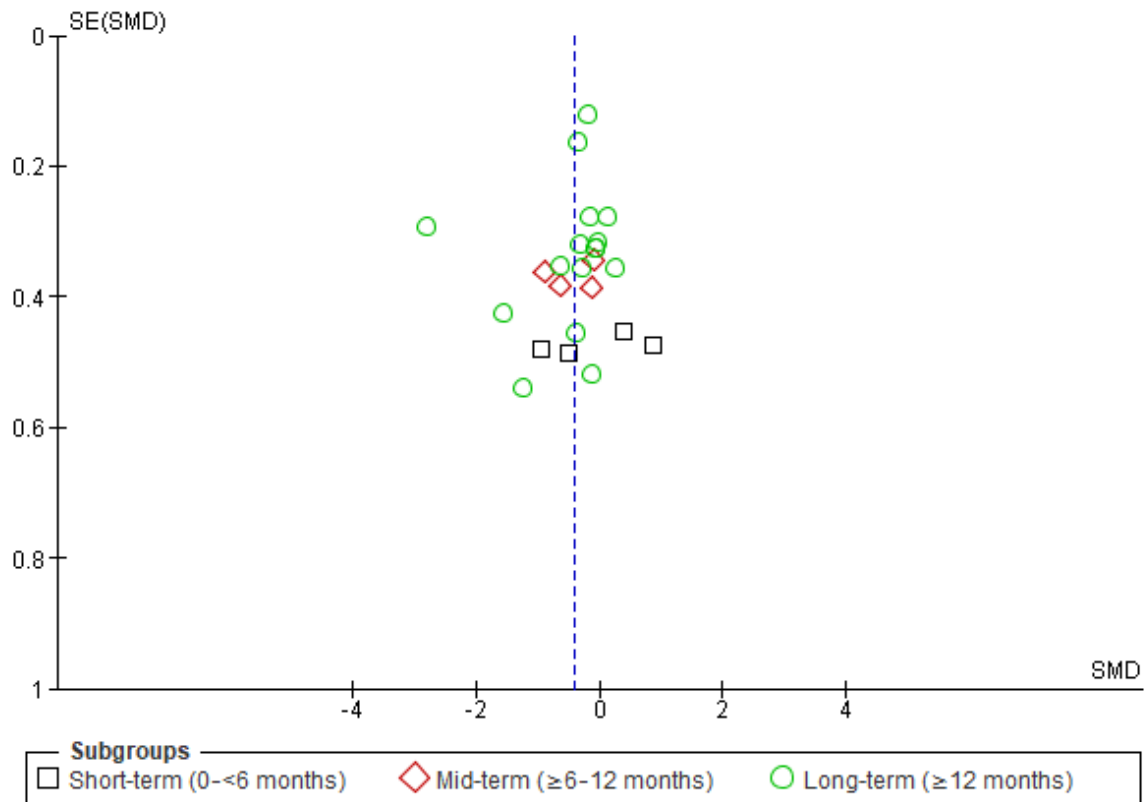


Figure 5. Funnel plot showing the possible for publication bias in articles evaluating knee flexion angle during loading response sub-phase of gait.

No statistically significant between-group difference in knee flexion during toe-off sub-phase of the gait stance phase was revealed when comparing ACLR patients with healthy individuals, according to both the total and subgroup analyses (three studies: SMD=0.04, 95% confidence interval -0.33 to 0.42, $P=0.82$, $I^2=0\%$) (Figure 6) (3, 4, 41). No heterogeneity was found among studies ($I^2=0\%$). No indication of publication bias was detected by Egger's regression test ($P=0.36$).

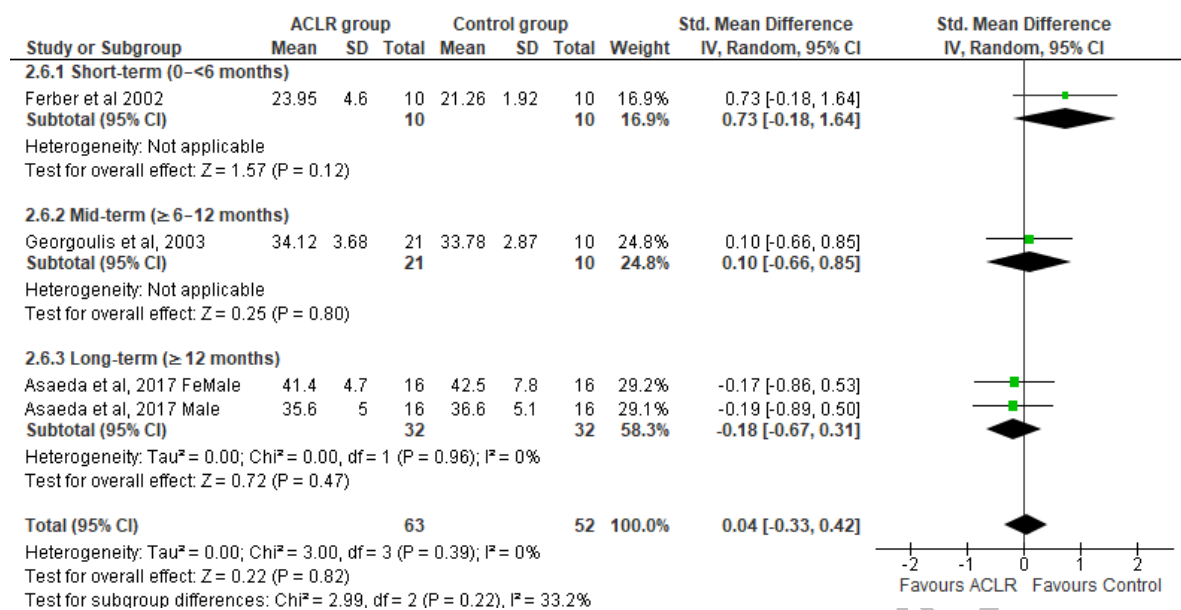


Figure 6. Forest plot showing the difference in knee joint flexion angle during the toe-off phase of gait, between anterior cruciate ligament reconstructed and healthy participants. For each outcome measure, pooled effect estimates and time-stratified subgroup analyses were calculated and presented as standardized mean differences (SMD) with 95% confidence intervals; Std: standardized; SD: standard deviation; CI: confidence interval.

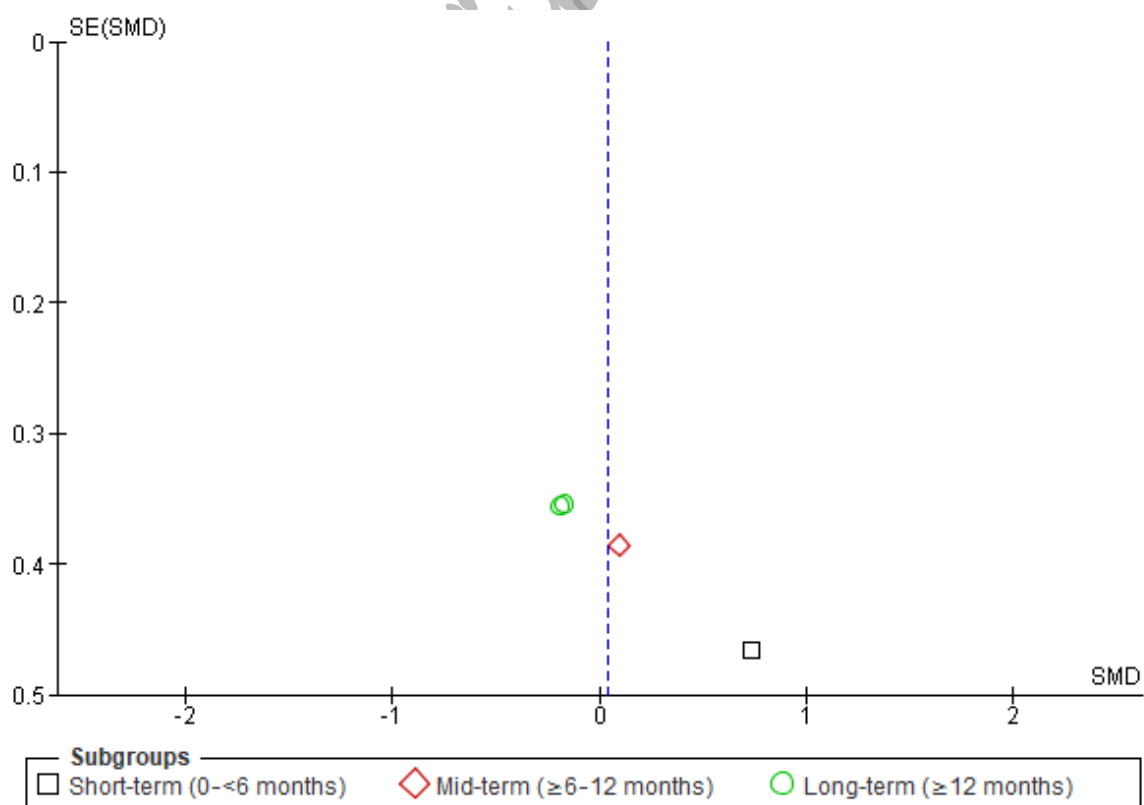


Figure 7. Funnel plot showing the possible for publication bias in articles evaluating knee flexion angle during toe-off sub-phase of gait.

Discussion

The present systematic review and meta-analysis set out to assess knee flexion in the patients with ACLR against that of healthy individuals across distinct sub-phases of the gait stance phase, with results further broken down by short-, mid-, and long-term postoperative intervals. The central finding was that, no matter how much time had elapsed since surgery, ACLR patients showed reduced knee flexion relative to healthy individuals only during the loading response sub-phase — no meaningful between-group differences emerged at initial contact or toe-off. Subgroup analysis further showed that this reduced flexion persisted significantly through both the medium- and long-term postoperative periods. Together, these results point to meaningful, lasting alterations in anteroposterior-plane knee kinematics specifically during loading response sub-phase in patients with ACLR, relative to healthy participants. A secondary finding was that gait alterations of this kind -reduced knee flexion in particular- are not limited to early recovery but continue well into the medium- and long-term follow-up periods.

The reduced knee flexion observed here during loading response suggests an underlying shift in knee biomechanics during gait in this population, potentially reflecting insufficient neuromuscular control at the joint (42). This finding aligns with earlier systematic reviews that likewise reported lower knee joint flexion angles among patients with ACLR compared to healthy participants (12, 43, 44). During gait, an external knee flexion moment acts to flex the knee, while activation of the knee extensor muscles generates an opposing internal extension moment that counteracts the external load (5). The diminished flexion seen after ACLR may therefore reflect altered recruitment patterns in the quadriceps and/or hamstrings (5). It is also plausible that the nervous system responds adaptively to the injury by reducing knee joint flexion angle as a way of lowering mechanical quadriceps demand. Arms et al., (45) demonstrated that simulated isometric contraction of the quadriceps muscle was significantly greater strain exceeding the normal resting level within the first 45° of knee flexion. Accordingly, the smaller flexion angles seen here during stance could represent a protective strategy that limits excessive anterior tibial translation in ACLR patients. Nevertheless, once the knee positioned in greater extension, the hamstrings may lose some of their capacity to restrain excessive forward tibial translation and rotation (46). Consequently, a knee positioned

in greater extension, in other words, may leave the joint mechanically less stable, potentially forcing the neuromuscular system to choose between prioritizing the rectus femoris or the hamstrings to preserve joint stability. Nevertheless, this explanation remains speculative, however, since muscle activation itself was not assessed in the present review.

No significant between-group difference emerged at either initial contact or toe-off. The fact that a significant difference appeared exclusively during loading response suggests that ACLR-related gait alterations concentrate in the period where impact absorption and eccentric quadriceps control matter most. The results of the this meta-analysis further confirm the hypothesis that ACLR is related with persistent changes in gait biomechanics, particularly reduced knee flexion during the loading response sub-phase of stance. Moreover, these biomechanical adaptations appear to remain relatively stable and persist throughout the long-term postoperative period. Collectively, such surgery-related biomechanical changes could heighten the risk of subsequent knee re-injury and contribute to post-traumatic knee osteoarthritis in these individuals (47). The considerable heterogeneity observed in loading-response knee flexion angle may be due to several clinical and methodological factors. Differences in the graft type used for ACLR (48), demographic characteristics of participants including age (49) and sex (50), and time elapsed since surgery (51) are among the factors that can influence gait biomechanical patterns. Furthermore, differences in gait speed during laboratory testing and heterogeneity in motion measurement systems, biomechanical models, and data processing methods can lead to increased heterogeneity among studies. These factors indicate that high heterogeneity in knee flexion angle during the loading response sub-phase is to be expected and the findings of present meta-analysis should be interpreted with caution.

Devita and colleagues (52) reported around 10° more knee flexion three weeks after surgery, though this difference had disappeared by six months relative to healthy controls. Bush-Joseph and colleagues (53) likewise detect no significant difference in knee flexion angle at mid-stance eight months post-surgery. Ferber and colleagues (14) suggested that ACLR patients may still be recovering at three months post-surgery but gradually regain a more upright stance phase posture over time. However, the results of the this study showed that ACLR individuals have less flexion compared to the healthy individuals.

Reduced knee flexion at the loading response sub-phase of the gait stance phase, particularly at the mid-term and long-term postoperative periods, may be considered a modifiable gait characteristic in individuals with ACLR. Identifying this modifiable characteristic could form

the basis for targeted interventions aimed at slowing the development of post-traumatic knee osteoarthritis while also lowering re-injury risk. Decreased knee flexion at the loading response sub-phase may reflect protective strategies or inadequate neuromuscular control during weight-bearing, which over time may lead to abnormal knee joint loading patterns. From a clinical perspective, these findings indicate to patients that even after successful ACLR, subtle but persistent changes in gait pattern may remain. For therapists, the present results emphasize the importance of phase-specific assessment and retraining of gait, particularly at the loading response phase, and the design of targeted exercises to improve dynamic knee flexion in rehabilitation programs. From a clinical perspective, the persistence of changes in knee flexion at the loading response sub-phase in the medium- and long-term following ACLR indicates that rehabilitation should go beyond merely restoring joint stability and returning strength, and should focus on retraining movement patterns during weight-bearing, targeted exercises to increase dynamic knee flexion (29, 54, 55). Furthermore, longitudinal studies with larger sample sizes and more precise phase-specific presentation are needed to understand the causal relationships between muscle weakness, movement patterning, and structural changes (e.g., early signs of osteoarthritis). Finally, it is also necessary to investigate the role of psychological factors and daily activity level (e.g., daily step count) as mediating variables that may exacerbate or modulate the gait pattern. It must be emphasized that all results presented in this study should be considered cautiously due to the moderate quality of the included articles and their predominantly cross-sectional design, and should not be regarded as definitive causal evidence.

Several limitations warrant mention. Graft types and walking-speed protocols were reported inconsistently across studies and were often not subjected to formal statistical evaluation. As a result, the extent to which clinical or methodological characteristics resulted in the observed heterogeneity across studies could not be determined. Furthermore, previous research has demonstrated sex-specific differences in biomechanical characteristics between male and female participants. Asaeda and colleagues (3) reported gender-based differences in knee kinetics and kinematics at the gait stance phase, both prior to surgery and following ACLR. In the present meta-analysis, studies including both male and female participants were considered. Webster and colleagues (56) investigated secondary movement planes during gait in individuals with ACLR to examine the effect of graft type (hamstring tendon versus patellar tendon). According to their findings, the reduction in knee varus among individuals who received a hamstring tendon graft may be associated with graft harvesting. However, the

influence of graft type was not accounted for in the present meta-analysis. In addition, time since injury varied across the included articles, which may have influenced the observed outcomes; nevertheless, this variable was not incorporated into the current analysis. Finally, future research is encouraged to include multilingual systematic reviews.

Conclusion

The findings of present systematic review and meta-analysis indicated that patients with ACLR exhibited lower knee joint flexion at the loading response phase of the stance phase of walking than healthy individuals. A pattern that is likely due to changes in neuromuscular control and eccentric activity of the quadriceps muscles. Because this reduced flexion persisted into the medium- and long-term postoperative periods, it points to an incomplete return to normal gait mechanics and a lasting knee biomechanical abnormality in this population.

Given that these altered flexion patterns could shift knee loading during the impact-absorption phase and raise the long-term risk of post-traumatic osteoarthritis or re-injury, retraining normal movement patterns during the later stages of rehabilitation carries particular clinical weight. Exercise-based interventions should therefore target not just muscle-strength recovery but also neuromuscular coordination and motor control specifically at loading response

Overall, these findings support the case for phase-specific, targeted rehabilitation protocols to address knee-motion limitations after ACLR, and point to a need for longitudinal studies with larger samples that examine how kinematic changes, muscle activity, and structural outcomes at the knee relate to one another -work that could ultimately inform more effective preventive and therapeutic strategies for this patient population.

Ethical considerations

Compliance with research ethics principles

This study is a systematic review with meta-analysis.

Financial support

This study has no financial supporter.

Authors' contributions

Conceptualization and study design: Ali Esmaeili

Acquisition, analysis, and interpretation of data: Ali Esmaeili, Amirali Jafarnezhadgero, Farhad Rezazadeh

Statistical analysis: Ali Esmaeili, Amirali Jafarnezhadgero

Drafting of the manuscript: Ali Esmaeili

Editing and finalization of the writing: Ali Esmaeili, Amirali Jafarnezhadgero, Farhad Rezazadeh, Reza Noktehsanj

Study supervision: Amirali Jafarnezhadgero

Conflict of interest

This study has no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors hereby thank all researchers whose studies were included in the present meta-analysis.

Statement on the use of generative artificial intelligence

The authors acknowledge that the AI tool Claude (accessible via: <https://claude.ai>) was used as an assistive tool for translating the manuscript text from Persian to English. The purpose of this was to increase the speed and accuracy of the initial translation.

Prompts Used:

- Translation of specialized sentences and paragraphs in the field of biomechanics and physiotherapy from Persian to English, with full fidelity to the original meaning.
- Translation requests carried out under the rules of "preserving all factual information, data, names, numbers, and references, without paraphrasing or interpretation."

It should be noted that all translated text, once received, was fully reviewed and edited by the authors to ensure scientific accuracy, precision of specialized terminology, and linguistic conformity with academic writing standards. Final responsibility for the scientific and linguistic content of the manuscript rests with the authors.

How the Output Was Used:

The translated output generated by Claude was used as an initial draft. All translated sections were subsequently reviewed, edited, and verified word-by-word by human authors (with expertise in both English language and the relevant subject area) to preserve scientific accuracy, originality, and content integrity. The AI tool played no role in generating scientific content, analyzing data, drawing conclusions, or authoring the manuscript, and final responsibility for the content rests with the authors of the manuscript.

چکیده

هدف: حتی پس از انجام درمان جراحی، افراد دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی (ACLR)، همچنان در بازه‌های کوتاه‌مدت، میان‌مدت و بلندمدت بهبودی، محدودیت تحرک نشان می‌دهند. این مرور نظام‌مند با فراتحلیل با هدف بررسی کینماتیک مفصل زانو در صفحه‌ی قدامی-خلفی طی مراحل مختلف راه رفتن در این جمعیت در مقایسه با گروه کنترل سالم و همچنین پیگیری روند تغییرات کینماتیک راه رفتن طی دوره‌ی پس از جراحی انجام شد.

روش بررسی: رکوردها از پنج پایگاه‌داده‌ی الکترونیکی (Cochrane و PEDro, PubMed, Scopus, Web of Science) (Central Register of Controlled Trials (CENTRAL)) از ابتدای نمایه‌سازی هرکدام تا می ۲۰۲۶ بازیابی شدند. مطالعاتی که بیومکانیک راه رفتن را بین بیماران ACLR و افراد سالم مقایسه کرده بودند، نگه داشته شدند و بر اساس مدت‌زمان پس از جراحی به سه دسته‌ی کوتاه‌مدت (۰ تا کمتر از ۶ ماه)، میان‌مدت (۶ تا کمتر از ۱۲ ماه) و بلندمدت (بیش از ۱۲ ماه) تقسیم شدند. متغیرهای بیومکانیکی فاز حمایت راه رفتن از هر مطالعه‌ی واجد شرایط استخراج شد و کیفیت مطالعات با نسخه‌ی اصلاح‌شده‌ی چک‌لیست Downs and Black ارزیابی گردید.

یافته‌ها: شانزده مطالعه با میانگین امتیاز کیفیت روش‌شناختی ۶۹٪، معیارهای ورود را داشتند. صرف‌نظر از مدت‌زمان سپری‌شده پس از جراحی، بیماران ACLR زاویه‌ی فلکشن زانوی کمتری در فاز بارگذاری نسبت به گروه کنترل سالم نشان دادند ($P=0/004$). در بازه‌ی میان‌مدت ($P=0/03$) و بلندمدت ($P=0/009$) پس از جراحی نیز زاویه‌ی فلکشن زانو در مقایسه با افراد سالم کمتر بود.

نتیجه‌گیری: یافته‌های مرور نظام‌مند و فراتحلیل حاضر نشان داد که بیماران پس از ACLR در مقایسه با افراد سالم، در مرحله پاسخ بارگذاری فاز حمایت راه رفتن دارای فلکشن زانوی کمتری هستند. این کاهش فلکشن که حتی در بازه‌های زمانی میان‌مدت و بلندمدت پس از جراحی تداوم دارد، بیانگر بازسازی ناقص الگوی طبیعی راه رفتن و تداوم ناهنجاری‌های بیومکانیکی زانو در بیماران ACLR است. نتایج این مطالعه بر ضرورت طراحی برنامه‌های توان‌بخشی فازی و هدفمند برای اصلاح محدودیت‌های حرکتی مفصل زانو پس از ACLR تأکید دارد.

کلیدواژه‌ها: جراحی ACL؛ زاویه مفصل؛ گام برداری

پس از پارگی رباط صلیبی قدامی (ACL)، بازسازی آن (ACLR) به عنوان یک مداخله‌ی جراحی رایج با هدف بازگرداندن پایداری مفصل زانو و کمک به بازگشت بیماران به سطح فعالیت پیش از آسیب انجام می‌شود. مطالعات پیشین نشان داده‌اند که مداخلات جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی موجب بازگرداندن پایداری مفصل می‌شود (۱، ۲). تعدادی از مطالعات، تأثیر ACLR بر کینماتیک مفصل زانو در حین راه رفتن را بررسی کرده‌اند (۳-۵). این مطالعات نشان داده‌اند که اگرچه پس از عمل بازسازی، تمایلی به نرمال‌سازی الگوی راه رفتن وجود دارد، اما کینماتیک تغییر یافته حول صفحه قدامی-خلفی زانو همچنان پابرجاست. این‌طور پیشنهاد شده است که الگوهای غیرطبیعی راه رفتن ممکن است در بروز بلندمدت عوارض پاتولوژیک زانو نقش داشته باشند (۶). علاوه بر این، نشان داده شده است که افراد پس از ACLR هنگام راه رفتن، عدم تقارن در بارگذاری زانو را تجربه می‌کنند (۷).

کینماتیک تغییر یافته راه رفتن نشان داده می‌شود، می‌تواند نشان‌دهنده اختلالات حل‌نشده پس از جراحی باشد و همچنین ممکن است به عنوان یک عامل مکانیکی مؤثر در بروز آرتروز پس از تروما عمل کند (۸). تا به امروز، مطالعاتی که به بررسی ویژگی‌های الگوی راه رفتن پس از ACLR پرداخته‌اند، نتایج متناقضی در ارتباط با کینماتیک مفصل زانو گزارش کرده‌اند (۹، ۱۰، ۴۸). بخشی از این نتایج متناقض احتمالاً ناشی از تفاوت‌های میان مطالعاتی در متغیرهای مرتبط با بیمار (مانند جنسیت، زمان از جراحی، نوع گرفت)، انتخاب گروه مقایسه (کنترل سالم در برابر زانوی مقابل)، نحوه‌ی جمع‌آوری و پردازش داده‌ها، پروتکل‌های حرکتی استفاده‌شده، تفاوت در سرعت راه رفتن، و نحوه‌ی ارائه‌ی نتایج (مثلاً نرمال‌سازی یا نبودن آن) است. بنابراین، لزوم ترکیب و هم‌تجمیع داده‌های قابل‌مقایسه‌ی مربوط به کینماتیک مفصل زانو آشکار است. شناسایی ویژگی‌های قابل تغییر در الگوی راه رفتن زانوی بازسازی‌شده می‌تواند به توسعه‌ی مداخلات هدفمند برای پیشگیری از بروز زودهنگام و پیشرفت عوارض پاتولوژیک پس از آسیب زانو کمک کند.

چندین مرور نظام‌مند با فراتحلیل قبلاً تلاش کرده‌اند این یافته‌های متناقض را با یکدیگر سازگار کنند. بر اساس یافته‌های ۱۳ مطالعه، Shi و همکاران فلکشن زانوی مشابهی طی راه رفتن بین گروه سالم و گروه ACLR گزارش کردند (۱۲). Slater و همکاران متعاقباً یک فراتحلیل با هدف بررسی کینتیک و کینماتیک اندام تحتانی طی راه رفتن در افراد ACLR در برابر افراد سالم انجام دادند، با در نظر گرفتن بازه‌های زمانی پس از جراحی از ۳ تا ۶۴ ماه (۱۳). این فراتحلیل شامل ۲۷ مطالعه بود و یافته‌ها نشان داد بیماران ACLR به‌طور مشخص طی فاز ابتدایی حمایت، زوایای فلکشن زانوی کمتری نسبت به هم‌تایان سالم دارند (۱۳). در مجموع، یافته‌های حاصل از فراتحلیل‌ها حاکی از تداوم تغییرات در الگوهای بیومکانیکی راه رفتن در صفحه

قدامی خلفی، حتی در بازه‌های زمانی طولانی پس از ACLR است. با این حال، مطالعات پیشین، فاز حمایت راه رفتن را عمدتاً به صورت تجمیعی و یکپارچه مورد بررسی قرار داده‌اند. شواهدی وجود دارد که نشان می‌دهد الگوی کینماتیک زانو در زیرمراحل مختلف فاز حمایت می‌تواند متفاوت باشد (۱۴). علی‌رغم این موضوع، مرورهای موجود، این زیرمراحل را به صورت مجزا و تفکیک‌شده تحلیل نکرده‌اند.

بررسی کینماتیک زانو در کل فاز حمایت به صورت تجمیعی ممکن است تغییرات ظریف و مرحله‌ای در حرکت مفصل را پنهان کند. زیر مراحل مختلف فاز حمایت شامل ابتدای تماس پاشنه (initial contact)، پاسخ بارگذاری (loading response) و برداشتن پنجه (toe off) هر یک با مکانیک متفاوت مفصل همراه هستند (۱۴). تغییرات بیومکانیکی ناشی از ACLR ممکن است در یک مرحله فاز حمایت قابل توجه باشند اما در میانگین کل فاز حمایت دیده نشوند. بنابراین، بررسی دقیق هر مرحله فاز حمایت امکان شناسایی ویژگی‌های ظریف و قابل تغییر در الگوی راه رفتن را فراهم می‌کند و می‌تواند مبنای تسهیل توسعه‌ی مداخلات هدفمند برای اصلاح الگوی راه رفتن و کاهش احتمال آسیب مجدد یا پیشرفت استئوآرتریت پس از ACLR باشد. با این وجود مطالعات ذکر شده کینماتیک زانو را در مرحله‌های مختلف فاز حمایت حین راه رفتن مورد بررسی قرار ندادند. بنابراین، مرور نظام‌مند با فراتحلیل حاضر با هدف ارزیابی کینماتیک مفصل زانو در صفحه‌ی قدامی-خلفی طی زیرمراحل مختلف فاز حمایت راه رفتن در بزرگسالان دارای ACLR در مقایسه با افراد سالم طراحی شد.

روش بررسی

این مرور نظام‌مند و فراتحلیل مطابق با دستورالعمل‌های گزارش‌دهی ترجیحی برای مرورهای نظام‌مند و فراتحلیل‌ها (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses; PRISMA) انجام شد (۱۵). با استفاده از نرم‌افزار اندنوت ۲۰ (EndNote 20، Bld 14672، Clarivate، فیلادلفیا، ایالات متحده) مقالات احتمالی واجد شرایط غربالگری گردیدند. از آنجا که مرور حاضر بر مطالعات مشاهده‌ای متمرکز بود و نه مداخلات درمانی تصادفی‌شده، چارچوب PECOS (شرکت‌کنندگان، مواجهه، مقایسه‌کننده‌ها، پیامدها و طراحی مطالعه) برای تعیین معیارهای ورود و خروج به کار گرفته شد. در این چارچوب، شرکت‌کنندگان شامل افراد بالغ دارای ACLR بود، مواجهه به صورت قرارگرفتن در وضعیت پس از ACLR تعریف شد، مقایسه شامل گروه سالم بدون سابقه جراحی زانو بود. متغیرها نیز کینماتیکی مفصل زانو در صفحه قدامی-خلفی طی مراحل مختلف فاز حمایت راه رفتن را دربر می‌گرفت. مطالعات مقطعی و مورد-شاهدی واجد شرایط در نظر گرفته شدند و همچنین مطالعات کوهورت نیز واجد شرایط بودند، مشروط بر این‌که یا داده‌های پایه یا ارزیابی راه رفتن در یک نقطه‌ی زمانی واحد گزارش کرده باشند (۱۶، ۱۷) (جدول ۱).

جدول ۱. معیارهای واجد شرایط بودن برای انتخاب مطالعات بر اساس چارچوب PECOS

چارچوب	معیار ورود	معیار خروج
PECOS		
شرکت کنندگان	بزرگسالان که تحت جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی قرار گرفته بودند، به دنبال آسیب ایزوله ACL یا آسیب ACL همراه با آسیب منیسک و یا رباط جانبی، صرف نظر از نوع گرفت	شرکت کنندگان دارای شرایط سیستمیک، نورولوژیک یا تخریبی
مواجهه	جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی	—
مقایسه کننده	مقایسه با گروه کنترل سالم (یعنی بدون مداخله ACLR)	فقدان افراد سالم
پیامد	کینماتیک مفصل زانو طی راه رفتن	مطالعاتی که پارامترهای کینماتیک و کینتیک را طی فعالیت‌هایی غیر از راه رفتن بررسی کرده بودند، از مرور حذف شدند
طراحی مطالعه	سری موارد، مطالعات مقطعی، مورد-شاهدی و کوهورت	مطالعات موردی، مرورهای نظام‌مند

به منظور شناسایی جامع تمام مطالعات بالقوه، جست‌وجویی سیستماتیک در پنج پایگاه داده شامل Web of Science، PubMed، Scopus، PEDro و Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL) تا می ۲۰۲۶ انجام شد. علاوه بر این، منابع خاکستری از طریق Google Scholar، Science Direct، ClinicalTrials.gov و PROQUEST و همچنین با بررسی دستی فهرست منابع مقالات وارد شده به دست آمدند. راهبرد جست‌وجو ابتدا برای پایگاه داده PubMed طراحی شد و سپس به‌نحو مقتضی برای کاربرد در سایر پایگاه‌های داده اصلاح گردید. اصطلاحات جستجو با استفاده از طرح PECOS، کلیدواژه‌های آزاد و سرعنوان‌های موضوعی پزشکی (Mesh) تدوین شدند (جدول ۲). عناوین و چکیده‌های مطالعه‌ها توسط دو نویسنده (ا.ا.) و (ف.ر.) بررسی شدند تا مطالعات بالقوه شایسته ورود، مطابق معیارهای شایستگی، شناسایی شوند. در صورت بروز اختلاف نظر بین دو نویسنده، نویسنده سوم (ا.ج.) برای رسیدن به اجماع مورد مشورت قرار گرفت. در صورتی که اطلاعات کافی در عنوان و چکیده وجود نداشت، متن کامل بررسی می‌شد.

جدول ۲- استراتژی جستجو

بخش بدن	AND	متغیر	AND	فعالیت حرکتی	AND	شرکت کنندگان
"Lower limb*"		Biomech*		Walk*		"Anterior cruciate ligament reconstruction"
"Lower extremit*"		kinetic*		Walking*		"Anterior cruciate ligament"
Foot		Kinematic*		Gait*		"Anterior cruciate ligament injur*"
Feet		Speed		"Translation movement"		"ACL repair"
Ankle		Force*				
Ankles		Motion*				
Leg		Rotation*				
Legs		Impuls				
Knee		Acceleration				
Knee*		Dynamic				
Hip		Power				
Hips		Movement				
Pelvis		Load*				
Thigh*		Joint moment*				
		Ground reaction force*				
		Mechanic*				

				Torque*
				Angle*

کیفیت روش شناختی به طور مستقل توسط دو داور (ع.ا. و ا.ج.) با استفاده از نسخه‌ی اصلاح شده‌ی ابزار ارزیابی Downs and Black که برای کارآزمایی‌های کنترل شده‌ی غیرتصادفی طراحی شده، ارزیابی شد (۱۸). از آنجا که اکثر مطالعات وارد شده در این مرور، کارآزمایی‌های کنترل شده‌ی غیرتصادفی یا با طراحی نیمه تجربی بودند، این چک لیست اصلاح شده‌ی ۱۸ آیتمی (به جای نسخه‌ی اصلی) به کار گرفته شد. چک لیست Downs و Black شامل ۱۸ آیتم بود که پنج حوزه روش شناختی را پوشش می‌داد. این حوزه‌ها عبارت بودند از: کیفیت گزارش دهی (آیتم‌های ۱-۷ و ۱۰)، اعتبار بیرونی (آیتم‌های ۱۱-۱۲)، اعتبار درونی مرتبط با سوگیری (آیتم‌های ۱۵-۱۶، ۱۸ و ۲۰)، اعتبار درونی مرتبط با عوامل مخدوش کننده (آیتم‌های ۲۱-۲۲ و ۲۵)، و توان آماری (آیتم ۲۷). ببا این ساختار، چک لیست از یک ارزیابی جامع و نظام مند کیفیت در طراحی‌های مطالعاتی غیرتصادفی پشتیبانی می‌کند. کیفیت کلی هر مطالعه بر اساس درصدی از حداکثر امتیاز (۱۹) محاسبه شد. برای طبقه بندی کیفیت، دامنه‌های از پیش تعریف شده به کار رفتند؛ به گونه‌ای که امتیاز ۷۵ درصد یا بالاتر به عنوان کیفیت بالا، امتیاز ۶۰ تا ۷۴ درصد به عنوان کیفیت متوسط و امتیاز کمتر از ۶۰ درصد به عنوان کیفیت پایین در نظر گرفته شد (۱۹). این دامنه‌ها در مطالعات پیشین که از نسخه اصلاح شده ابزار ارزیابی Black and Downs استفاده کرده‌اند به کار رفته‌اند و به صورت گسترده‌ای در مرورهای نظام مند پذیرفته شده‌اند. انتخاب این حدود، امکان مقایسه‌ی یکپارچه کیفیت بین مطالعات را فراهم می‌سازد و ارتباط مستقیمی با سطح اعتماد به نتایج مطالعات دارد. به این معنا که مطالعات با کیفیت بالا بیشترین قابلیت اتکا و کمترین خطر سوگیری را دارند، در حالی که مطالعات با کیفیت پایین در معرض خطر بالای خطا و سوگیری قرار می‌گیرند.

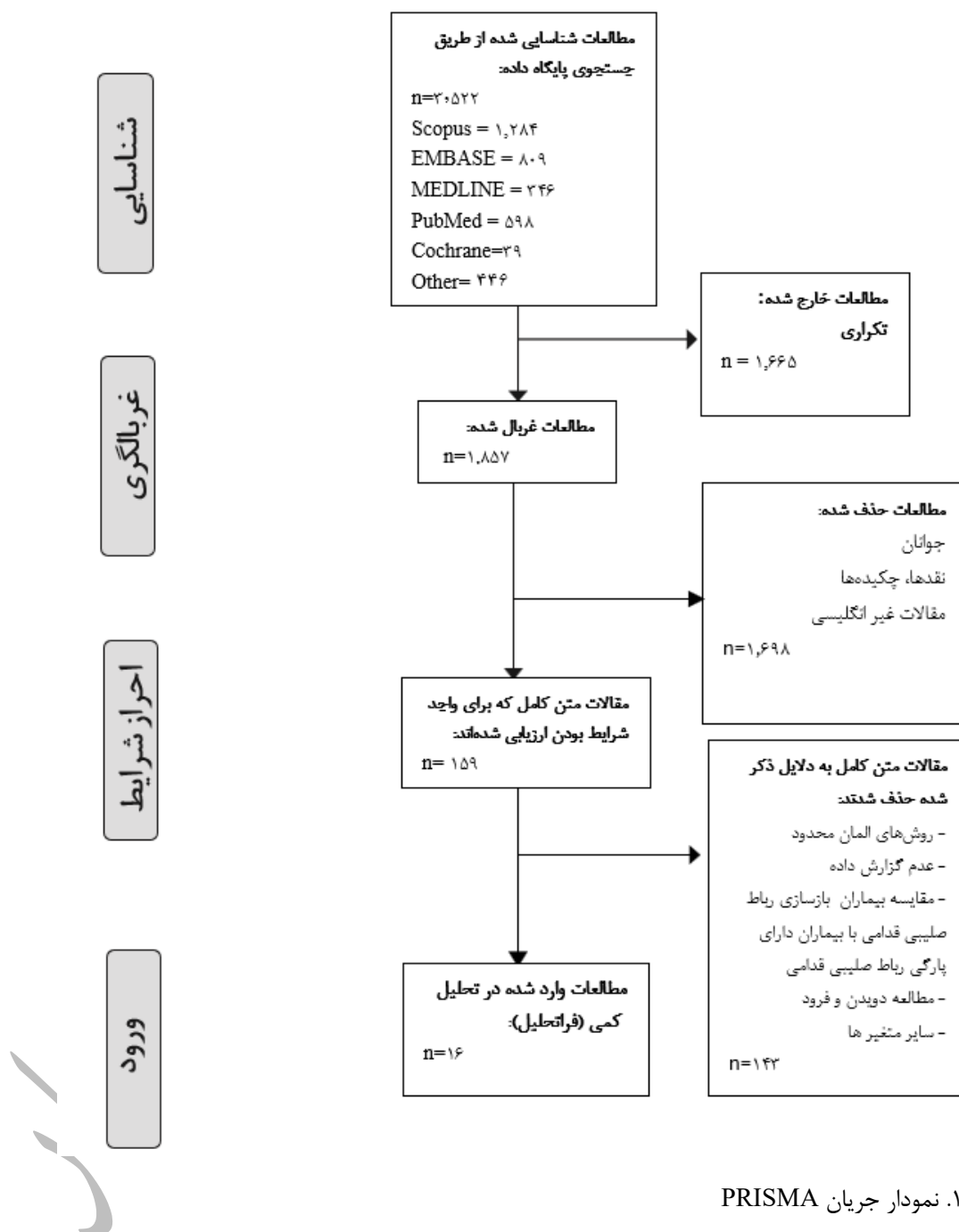
در مرور حاضر، تنها داده‌های مربوط به فاز حمایت چرخه‌ی گام برداری استخراج شدند. زاویه فلکشن مفصل زانو، که در مراحل ابتدای برخورد، پاسخ به بارگذاری و برداشتن پنجه از زمین در فاز حمایت چرخه راه رفتن بررسی شد، متغیر کینماتیکی موردنظر بود. یک نویسنده (ع.ا.) داده‌های مرتبط (تعداد شرکت کنندگان در گروه‌های دارای ACLR و کنترل سالم، جنسیت، سن، نوع گرفت، مدت زمان سپری شده از جراحی، مدت زمان از آسیب، پروتکل راه رفتن و متغیرها) را از مقالات وارد شده استخراج کرد. به منظور کاهش هرگونه خطا در استخراج داده‌ها، فایل‌های اکسل مربوطه توسط نویسنده‌ی دوم (ا.ج.) بررسی شدند. برای مطالعاتی که داده‌های کمی به طور مستقیم در متن یا جداول گزارش نشده بود، ابتدا تلاش شد از طریق تماس با نویسنده

مسئول مقاله اطلاعات لازم به دست آید. ایمیل نویسنده مسئول هر مقاله بررسی شد و یک پیام رسمی شامل درخواست داده‌های خام مرتبط با متغیرهای کینماتیک ارسال گردید. در صورت عدم دریافت پاسخ یا در مواردی که داده‌ها در دسترس نبودند، از یک نرم‌افزار رایگان مبتنی بر وب (<https://com.plotdigitizer.com/alternative-webplotdigitizer/>) برای استخراج داده‌ها از نمودارها استفاده گردید. فرآیند استخراج داده‌ها توسط دو پژوهشگر به صورت مستقل انجام شد و هر نمودار حداقل دو بار دیجیتایز گردید. در صورت وجود اختلاف بین مقادیر استخراج‌شده، میانگین مقادیر به عنوان مقدار نهایی در نظر گرفته شد. این رویکرد به منظور کاهش خطای استخراج و افزایش دقت داده‌های واردشده در فراتحلیل اتخاذ شد. برای انجام زیرتحلیل‌ها بر اساس مدت‌زمان سپری‌شده پس از جراحی، مطالعات واردشده در سه دسته‌ی زمانی دوره‌ی کوتاه‌مدت (۰ تا کمتر از ۶ ماه)، دوره‌ی میان‌مدت (۶ تا ۱۲ ماه) و دوره‌ی بلندمدت (۱۲ ماه و بیشتر) طبقه‌بندی شدند.

تحلیل‌های ترکیبی داده‌های کمی با استفاده از نرم‌افزار Manager Review Cochrane نسخه ۵/۱ انجام گردید و به صورت نمودارهای جنگلی (plots Forest) نمایش داده شد. برای روشن کردن تفاوت بین دو گروه، اختلاف میانگین استاندارد (SMD) با فاصله اطمینان ۹۵٪ براساس مدل اثرات تصادفی محاسبه شد (۲۰-۲۲). برای ترکیب نتایج، از مدل اثرات تصادفی استفاده شد. اختلاف میانگین استاندارد به عنوان بی اهمیت (۰/۲-۰/۲)، کوچک (۰/۲-۰/۵)، متوسط (۰/۵-۰/۸) و بزرگ ($> 0/8$) طبقه بندی شدند (۲۰-۲۲). میزان ناهمگونی مطالعات با شاخص I^2 ارزیابی شد و به سه دسته ناهمگونی زیاد (بیش از ۷۵٪)، متوسط (۵۰٪-۷۵٪) و پایین (۲۵٪-۵۰٪) تقسیم‌بندی گردید (۲۳، ۲۴). ارزیابی سوگیری انتشار و احتمال ناهمگونی اندازه اثر به صورت بصری و با استفاده از نمودار کیفی، پس از مرور داده‌های فراتحلیل انجام شد (۲۵). ارتباط بین اندازه اثر و خطای استاندارد به طور آماری با استفاده از رگرسیون Egger مورد بررسی قرار گرفت تا مشخص شود آیا نمودار کیفی دارای ناهمگونی است یا خیر (۲۶). در مواردی که نمودار کیفی نامتقارن بود، روش trim-and-fill برای به دست آوردن یک اندازه‌ی اثر ترکیبی تعدیل‌شده به کار رفت که سپس با برآورد تعدیل‌نشده مقایسه شد تا تعداد مطالعات احتمالی گم‌شده از تحلیل تخمین زده شود (۲۷). سطح معنی‌داری در آزمون‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

جستجوی اولیه منجر به شناسایی ۳۵۲۲ مطالعه شد. پس از حذف موارد تکراری، ۱۸۵۷ مطالعه باقی ماند. در ادامه، با غربالگری عناوین و چکیده‌ها، ۱۵۹ متن کامل مورد بررسی قرار گرفت. در نهایت، ۱۶ مطالعه معیارهای ورود به این مرور نظام‌مند با فراتحلیل را داشتند (شکل ۱).



جدول ۳ ویژگی‌های مطالعات وارد شده را نشان می‌دهد. دو مطالعه در دسته کوتاه‌مدت (۱۴، ۲۸)، چهار مطالعه در دسته میان‌مدت (۲۹-۳۱) و ۱۱ مطالعه در دسته بلندمدت (۳۰، ۳۲-۳۹) طبقه‌بندی شدند.

جدول ۳. جدول خلاصه‌ی ۱۶ مطالعه‌ی وارد شده که برای تحلیل کمی کینماتیک زانو حین راه رفتن در بیماران زن و مرد بزرگسال دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی در مقایسه با افراد سالم مورد استفاده قرار گرفتند.

نویسندگان	تعداد شرکت کنندگان	تعداد ACLR (جنسیت، سن به سال)	گروه سالم (جنسیت، سن به سال)	مدت زمان پس از آسیب	مدت زمان پس از جراحی	نوع پیوند	متغیرهای خروجی	پروتکل راه رفتن	ابزارهای اندازه گیری کینماتیکی و کینتیکی
Asaeda و همکاران (۳)	۱۶ مرد، ۲۹/۱ ± ۱۱/۷ و ۱۶ زن، ۲۵/۶ ± ۱۳/۰	۱۶ مرد، ۲۵/۰ ± ۲۱/۳ و ۱۶ زن، ۱/۸ ± ۲۱/۳	گزارش نشده	۱۲ ماه	تاندون نیمه وتری چهارلایه	زاویه چرخش تی بیا، فلکشن زانو و دامنه حرکتی زانو	۵ تکرار، مسیر ۱۰ متری، سرعت انتخابی	سیستم سه بعدی، صفحه نیرو	
Bulgheroni و همکاران (۳۲)	۱۵ مرد، ۲۵ ± ۳	۵ مرد، ۲۸ ± ۳	گزارش نشده	۱۷ ± ۵ ماه	تکنیک تاندون استخوان-کشکک-استخوان	زاویه مفصل اندام تحتانی	۵ تکرار، مسیر ۲۰ متری	سیستم سه بعدی، صفحه نیرو	
Davis-Wilson و همکاران (۳۳)	۱۹۶ نفر (۷۳ مرد/۱۲۳ زن)، ۲۱ ± ۴	۱۰۶ سالم (۳۲ مرد/۷۴ زن)، ۳ ± ۳	گزارش نشده	۲۹/۶ ± ۳۰/۲ ماه	۱۳۹ استخوان-کشکک-استخوان اتوگرفت، تاندون نیمه وتری، ۳ تاندون چهارسر، ۶ آلوگرفت	اوج زاویه فلکشن زانو، دامنه فلکشن زانو	۵ تکرار، سرعت انتخابی	سیستم سه بعدی، صفحه نیرو	
Dewig و همکاران (۳۴)	۴۷ نفر (۱۳ مرد/۳۴ زن)، ۲۰/۸ ± ۳/۲	۴۷ نفر (۱۳ مرد/۳۴ زن)، ۲۱/۲ ± ۲/۳	گزارش نشده	۴ ± ۳ سال	۲۳ تاندون کشکک، ۲۲ تاندون همسترینگ، ۱ تاندون چهارسر، ۱ آلوگرفت	کینماتیک (اوج زاویه فلکشن زانو و جابجایی فلکشن)	۵ تکرار، مسیر ۶ متری، سرعت انتخابی صفحه نیرو (۱/۳۱ ± ۰/۱۸ و در ACLR و ۱/۲۸ ± ۰/۱۵ در کنترل)	سیستم سه بعدی، صفحه نیرو	
Erhart-Hledik و همکاران (۳۵)	پیگیری دوساله: ۱۷۴۲ نفر، ۲۹/۶ ± ۷/۳؛ پیگیری	۱۷ نفر (۵ مرد/۱۲ زن)، ۳۵/۴ ± ۷/۴	۲/۰ ± ۱/۸ ماه	۷/۷ ± ۰/۷ و ۲/۲ ± ۰/۳ سال	۱۵ آلوگرفت تاندون آشیل، ۱ آلوگرفت استخوان-کشکک-	کینماتیک زانو	۳ تکرار، سرعت انتخابی، مسیر ۱۰ متری	سیستم سه بعدی، صفحه نیرو	

استخوان، ۱ اتوگرفت مشابه		۸ ساله: ۱۷ نفر (۵ مرد/۱۲ زن)، ۷/۳ ± ۳۵/۱			
سیستم سهم بعدی، صفحه نیرو	۱۲ تکرار، مسیر چوبی ۵ متری، سرعت انتخابی	موقعیت مفاصل ران و زانو	استخوان-کشکک- استخوان	۳ ماه ۵/۱ ± ۵/۷ سال	۱۰ نفر (۵ مرد/۵ زن)، ۹/۱ ± ۲۷/۷ زن، ۳/۱
سیستم سهم بعدی، صفحه نیرو	۵ تکرار، سرعت انتخابی	اوج زاویه فلکشن زانو	۷ اتوگرفت همسترینگ، ۵ آلوگرفت استخوان- کشکک-استخوان، ۲ آلوگرفت تاندون آشیل	در طی ۱۲ ماه گزارش نشده ۱۲ نفر (۳ مرد/۹ زن)، ۲/۶ ± ۲۲/۸	۱۴ نفر (۱۲ مرد/۲ زن)، ۵/۹ ± ۲۵/۱ (۴۰)
سیستم سهم بعدی	۶ تکرار، سرعت انتخابی، مسیر ۱۰ متری	فلکشن زانو، اداکشن- ابداکشن تی بیا و چرخش	اتوگرفت استخوان- کشکک-استخوان	۳۰ ± ۱۶/۹ هفته گزارش نشده	۲۱ نفر (۱۹ مرد/۲ زن)، ۴ ± ۲۵ زن، ۳/۷
سیستم سهم بعدی، تردمیل نیرو	۱۰ گام از هر پا، روی تردمیل با سرعت ۱/۳۴ متر/ثانیه	کینماتیک ران و زانو در صفحه ساجیتال و فرونرال	مطابق با گروه‌ها (تاندون کشکک، همسترینگ و آلوگرفت)	اولیه: ۱/۴ ± ۰/۴ سال؛ میانی: ۳/۳ ± ۰/۶ سال؛ دیر هنگام: ۸/۶ ± ۲/۸ سال	گروه A (اولیه): ۱۸ (۷ مرد/۱۱ زن)، ۲۱/۷ ± گروه B (میانی): ۲۰ (۴ مرد/۱۶ زن)، ۲۰/۵ ± گروه C (دیر هنگام): ۱۸ (۶ مرد/۱۲ زن)، ۲۶/۷ ± ۴/۴
سیستم سهم بعدی، صفحه نیرو	۶ تکرار، مسیر ۳۰ فوتی، سرعت آزاد	زاویه فلکشن زانو	آلوگرفت یا اتوگرفت دو حلقه‌ای نیمه وتری-گراسپلیس	ACL R ضعیف: ۹/۴ ± ۲۰/۸ هفته؛ ACL R قوی: ۱۴/۳ ± ۲/۴ هفته	گروه ACL R ضعیف: ۱۰ (۴ مرد/۶ زن)، ۲۵/۰ ± گروه ACL R قوی: ۷/۸ (۵ مرد/۳ زن)، ۲۱/۴ ± ۶/۰

Milandri و همکاران (۳۶)	۱۵ مرد، ۲۸/۶ ± ۶/۸	۱۵ مرد، ۲۸/۶ ± ۶/۸	گزارش نشده	۴ و ۶ سال	اتوگرفت همسترینگ	زاویه‌های فلکشن ران و زانو و زانو و وروس زانو	۵ تکرار، مسیر راه رفتن، سرعت انتخابی	سیستم سه‌بعدی، صفحه نیرو
Noehren و همکاران (۱۰)	۲۰ زن، ۲۵ ± ۶/۲	۲۰ زن، ۲۶ ± ۵/۱	گزارش نشده	۵/۲ ± ۳/۲ سال	۸ همسترینگ، ۷ تاندون کشکک و ۵ آلوگرفت	زاویه‌های فلکشن ران و زانو	۵ تکرار، تردمیل با سرعت ۱/۵ متر/ثانیه	سیستم سه‌بعدی، تردمیل نیرو
Pamukoff و همکاران (۳۷)	گروه BMI بالا: ۲۶ (۱۴) مرد/۱۲، BMI پایین: ۲۲/۶ ± ۲۶ (۱۴) زن، BMI ۲۶ (۱۴) مرد/۱۲، BMI پایین: ۲۱/۵ ± ۲/۲	گروه BMI بالا: ۲۶ (۱۴) مرد/۱۲، BMI پایین: ۲۲/۶ ± ۲۶ (۱۴) زن، BMI ۲۶ (۱۴) مرد/۱۲، BMI پایین: ۲۱/۵ ± ۲/۲	گزارش نشده	BMI پایین: ۲۷/۴ ± ۶۱/۷، BMI ماه: ۲۹/۵ ± ۶۵/۱	۲۲ تاندون کشکک، ۱۵ تاندون همسترینگ، ۱۵ آلوگرفت	زاویه فلکشن زانو	۵ تکرار، مسیر سرعت دلخواه	سیستم سه‌بعدی، صفحه نیرو
Ripic و همکاران (۳۸)	۱۶ نفر: گروه Q-FT (۴) مرد/۳، ۲۸/۶ ± ۷/۳؛ گروه Q-PT (۸) مرد/۱، ۲۵/۲ ± ۴/۳	۱۱ نفر (۶ مرد/۵) زن، ۲۳/۴ ± ۴/۸	گزارش نشده	Q-FT: ۲۳/۵ ± ۱۰/۷، PT-PT: ۲۴/۴ ± ۱۱/۷	اتوگرفت چهارسر	اوج فلکشن زانو، دامنه حرکتی	۳ تکرار، سرعت انتخابی، ۱۰ متری	سیستم سه‌بعدی، صفحه نیرو
Saxby و همکاران (۳۹)	۱۰۴ نفر (۶۶ مرد/۳۸) زن، ۲۹/۷ ± ۶/۵	۶۰ نفر (۳۵ مرد/۲۵) زن، ۲۷/۵ ± ۵/۴	گزارش نشده	۲/۵۱ ± ۰/۴۴ سال	اتوگرفت تاندون‌های نیمه وتری و گراسیلیس (تک‌دسته‌ای)	زاویه دامنه‌های حرکتی زانو	۳ تکرار، مسیر ۱۰ متری، سرعت انتخابی	سیستم سه‌بعدی، صفحه نیرو
Webster و همکاران (۳۱)	تاندون کشکک: ۱۷ (۱۶) مرد/۱، ۲۳/۸ ± ۵؛ تاندون همسترینگ: ۱۷ (۱۶) مرد/۱، ۲۶/۸ ± ۸	۱۷ (۱۶) مرد/۱، ۲۴/۷ ± ۵؛ تاندون همسترینگ: ۱۷ (۱۶) مرد/۱، ۲۶/۸ ± ۸	تاندون کشکک: ۷۸/۹ ± ۶؛ همسترینگ: ۹/۳ ± ۷/۹	تاندون کشکک: ۱۱ ماه؛ همسترینگ: ۹/۳ ماه	۱۷ تاندون کشکک و ۱۷ تاندون همسترینگ	کینماتیک اندام تحتانی در صفحه ساجیتال	۳ تکرار، سرعت راحت	سیستم سه‌بعدی، صفحه نیرو

ACL: بازسازی رباط صلیبی قدامی (Reconstruction Ligament Cruciate Anterior)؛ BMI: شاخص توده بدن (Index Mass Body)

بر اساس چک‌لیست Downs and Black، مطالعات وارد شده در این مرور از نظر کیفیت روش‌شناختی در سطح متوسط قرار داشتند (۱۸) (جدول ۴). از میان ۱۶ مطالعه، سه مطالعه با کیفیت بالا (۳۹، ۳۸، ۳۴)، دو مطالعه با کیفیت پایین (۳۰، ۱۴) و سایر مطالعات در سطح کیفیت متوسط ارزیابی شدند. نویسندگان پنج مطالعه نیز تحلیل توان را به صورت پیشینی برای برآورد حجم نمونه مورد نیاز انجام داده بودند (۳۳، ۳۴، ۳۷-۳۹).

نسخه پذیرفته پیش از انتشار

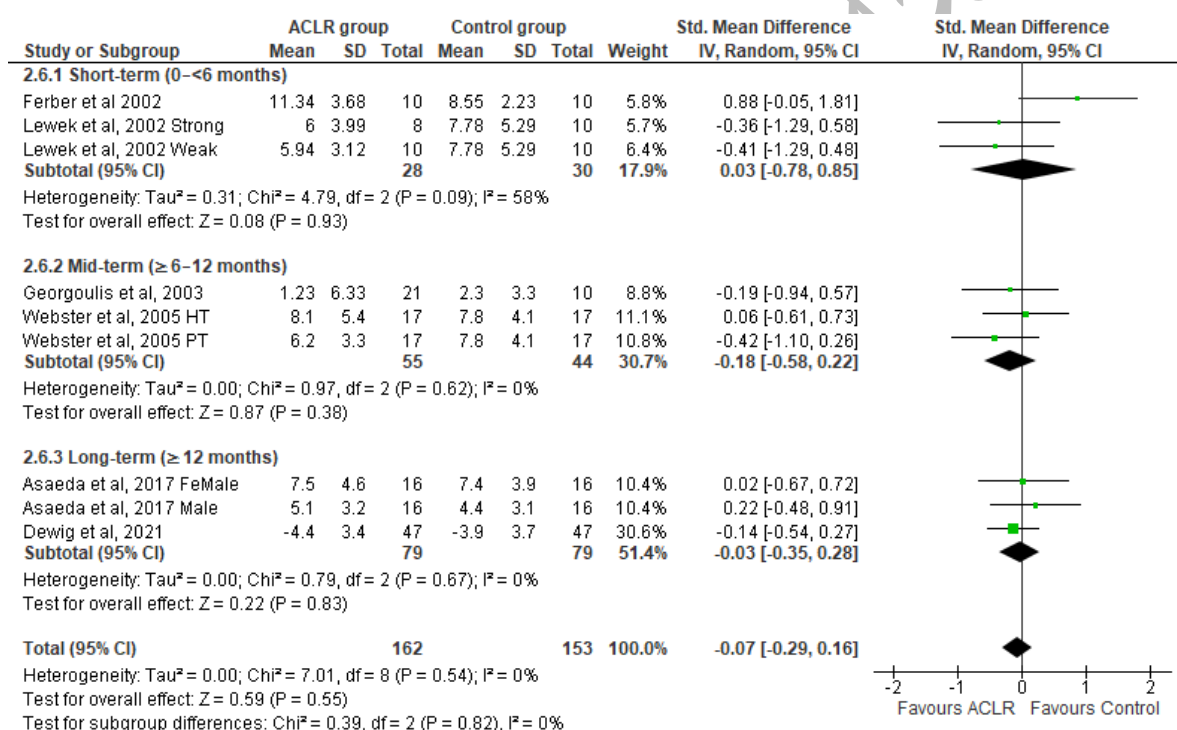
جدول ۰۴. ارزیابی کیفیت روش‌شناسی بر اساس ابزار ارزیابی داونز و بلک (Black and Downs).

کیفیت	امتیاز	توان	عوامل	اعتبار	اعتبار درونی	اعتبار درونی - سوگیری	اعتبار	گزارش‌دهی
	(%)	آماري	مخدوش‌کننده				بیرونی	
		۲۷	۲۵	۲۲	۲۱	۲۰ ۱۸ ۱۶ ۱۵	۱۲ ۱۱	۱۰ ۷ ۶ ۵ ۴ ۳ ۲ ۱
MQ	۶۸	۰	۱	۰	۰	۱ ۱ ۱ ۰	۰ ۰	۱ ۱ ۱ ۲ ۱ ۱ ۱ ۱
Asaeda و همکاران (۳)								
MQ	۶۳	۰	۱	۰	۱	۱ ۱ ۱ ۰	۰ ۱	۰ ۰ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱
Bulgheroni و همکاران (۳۲)								
MQ	۷۴	۱	۱	۰	۰	۱ ۱ ۱ ۰	۰ ۰	۱ ۱ ۱ ۲ ۱ ۱ ۱ ۱
Davis-Wilson و همکاران (۳۳)								
HQ	۷۹	۱	۱	۱	۰	۱ ۱ ۱ ۰	۰ ۰	۱ ۱ ۱ ۲ ۱ ۱ ۱ ۱
Dewig و همکاران (۳۴)								
MQ	۶۸	۰	۱	۰	۰	۱ ۱ ۱ ۰	۰ ۰	۱ ۱ ۱ ۲ ۱ ۱ ۱ ۱
Erhart-Hledik و همکاران (۳۵)								
LQ	۵۸	۰	۱	۰	۰	۱ ۱ ۱ ۰	۰ ۰	۰ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱
Ferber و همکاران (۱۴)								
MQ	۶۸	۰	۱	۱	۰	۱ ۱ ۱ ۰	۰ ۰	۱ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱
Gao و همکاران (۴۰)								
MQ	۶۳	۰	۱	۰	۰	۱ ۱ ۱ ۰	۰ ۰	۱ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱
Georgoulis و همکاران (۴۱)								
LQ	۵۸	۰	۱	۰	۰	۱ ۱ ۱ ۰	۰ ۰	۰ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱
Goetschius و همکاران (۳۰)								
MQ	۶۳	۰	۱	۰	۰	۱ ۱ ۱ ۰	۰ ۰	۱ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱ ۱
Lewek و همکاران (۲۸)								
MQ	۶۸	۰	۱	۰	۰	۱ ۱ ۱ ۰	۰ ۰	۱ ۱ ۱ ۲ ۱ ۱ ۱ ۱
Milandri و همکاران (۳۶)								
MQ	۶۸	۰	۱	۰	۰	۱ ۱ ۱ ۰	۰ ۰	۱ ۱ ۱ ۲ ۱ ۱ ۱ ۱
Noehren و همکاران (۱۰)								
MQ	۷۴	۱	۱	۰	۰	۱ ۱ ۱ ۰	۰ ۰	۱ ۱ ۱ ۲ ۱ ۱ ۱ ۱
Pamukoff و همکاران (۳۷)								
HQ	۸۹	۱	۱	۱	۱	۱ ۱ ۱ ۰	۰ ۱	۱ ۱ ۱ ۲ ۱ ۱ ۱ ۱
Ripic و همکاران (۳۸)								

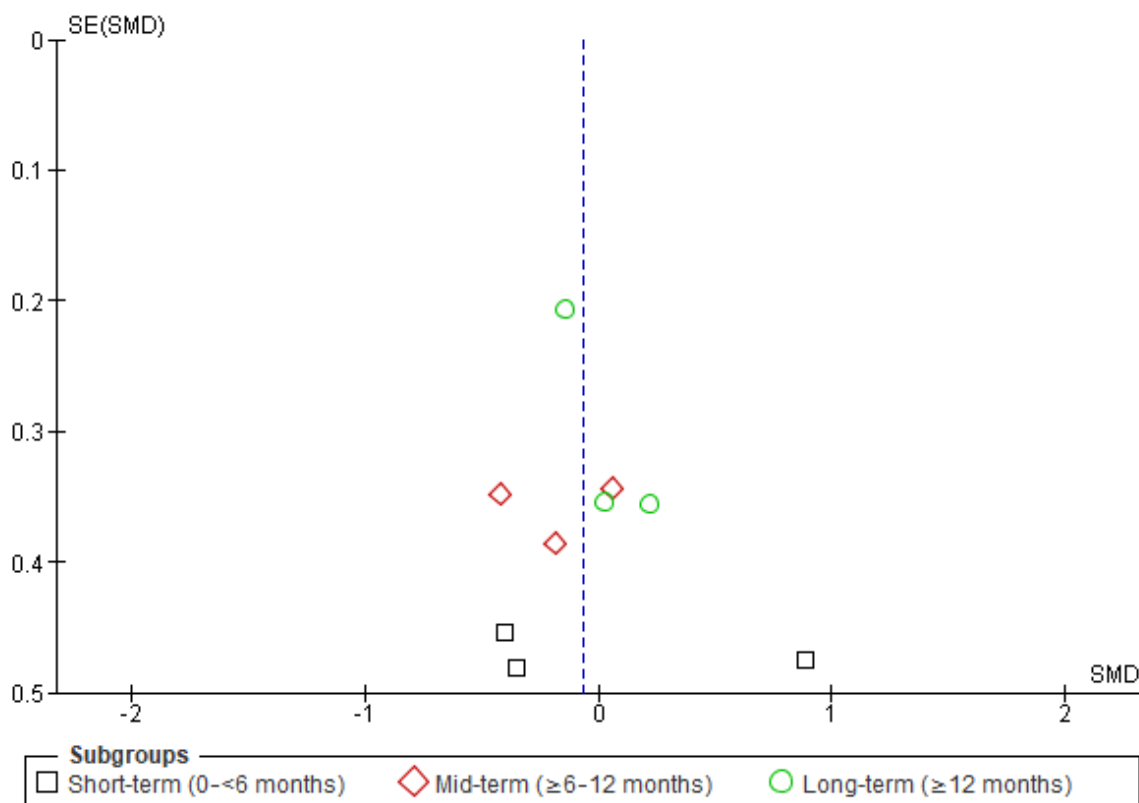
HQ	۸۴	۱	۱	۰	۱	۱	۱	۱	۰	۰	۱	۱	۱	۱	۲	۱	۱	۱	۱	Saxby و همکاران (۳۹)
MQ	۶۸	۰	۱	۰	۰	۱	۱	۱	۰	۰	۰	۱	۱	۱	۲	۱	۱	۱	۱	Webster و همکاران (۳۱)
MQ	۶۹																			

۱ = بلی؛ ۰ = خیر؛ HQ: کیفیت بالا ($75\% \leq$)؛ MQ: کیفیت متوسط ($60\% \leq$)؛ LQ: کیفیت پایین ($60\% >$).

شش مطالعه به بررسی تفاوت زاویه فلکشن مفصل زانو را طی مرحله ابتدای برخورد در فاز حمایت راه رفتن بین بیماران ACLR و گروه کنترل سالم پرداختند (۳، ۱۴، ۲۸، ۳۱، ۳۴، ۴۱). تحلیل کلی و زیرگروه‌ها نشان دادند که تفاوت معناداری وجود ندارد (شش مطالعه: $SMDs = -0.07$ ، $I^2 = 0\%$ ، $P = 0.55$ ، 0.16 تا -0.29). هیچ شواهدی از سوگیری انتشار نشان نداد ($P = 0.54$) (شکل ۳). آزمون رگرسیون Egger هیچ شواهدی از سوگیری انتشار نشان نداد ($P = 0.54$) (شکل ۳).



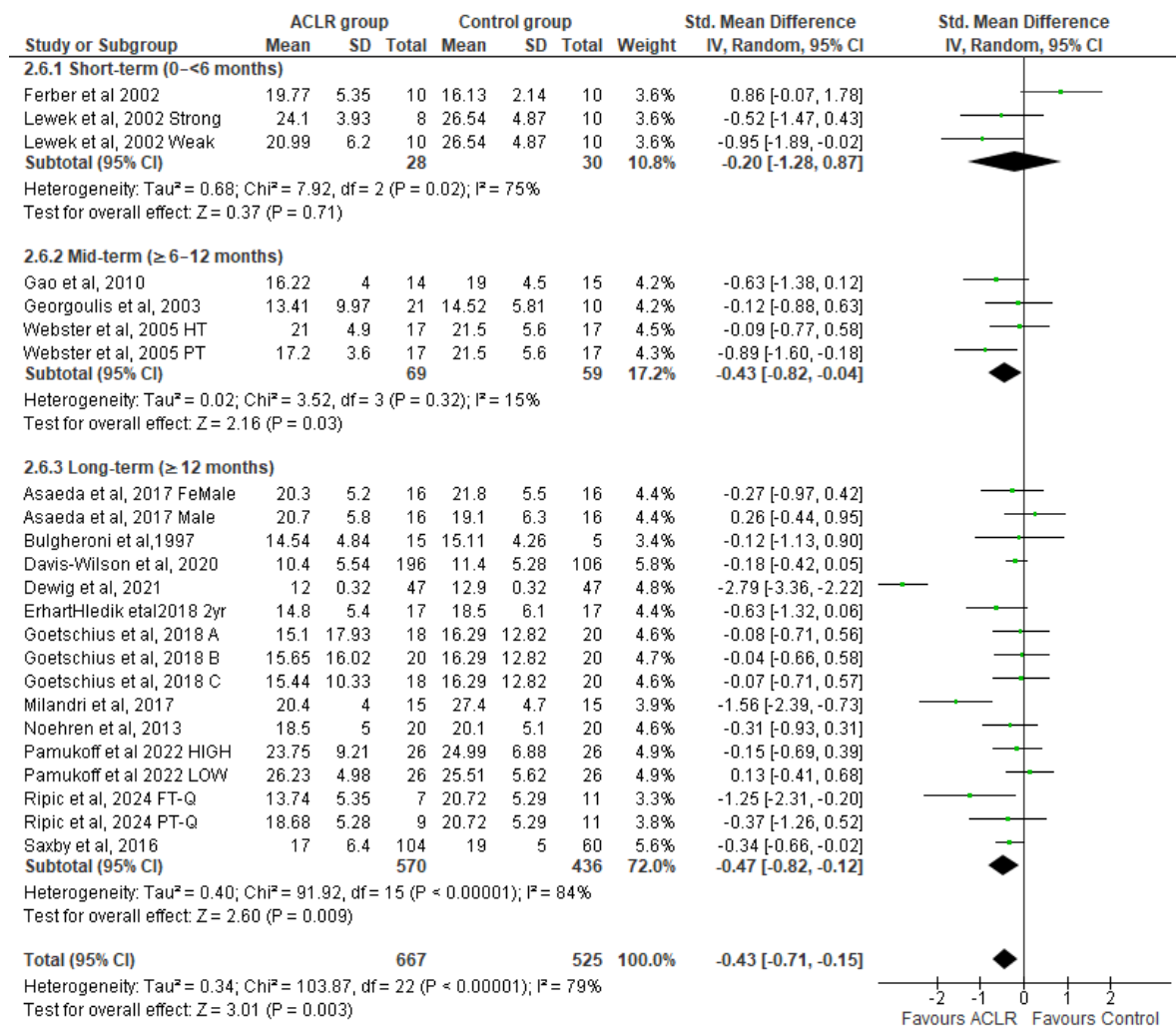
شکل ۲. نمودار جنگلی تفاوت زاویه فلکشن مفصل زانو را طی مرحله ابتدای برخورد طی راه رفتن بین بیماران دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی (ACLR) و افراد سالم نشان می‌دهد. اثرات کلی و همچنین اثرات زیرتحلیل‌ها بر اساس زمان پس از جراحی برای هر پارامتر به صورت اختلاف میانگین استاندارد شده (SMD) با فاصله اطمینان ۹۵٪ محاسبه شدند. Weak: عضله چهارسر ضعیف، Strong: عضله چهارسر قوی، HT: گرفت تاندون همسترینگ، PT: گرفت تاندون کشکی، SD: انحراف معیار، Std: استاندارد شده، CI: فاصله اطمینان.



شکل ۳. نمودار کیفی نشان‌دهنده‌ی احتمال سوگیری انتشار برای پارامتر فلکشن زانو در مرحله ابتدای برخورد طی راه رفتن

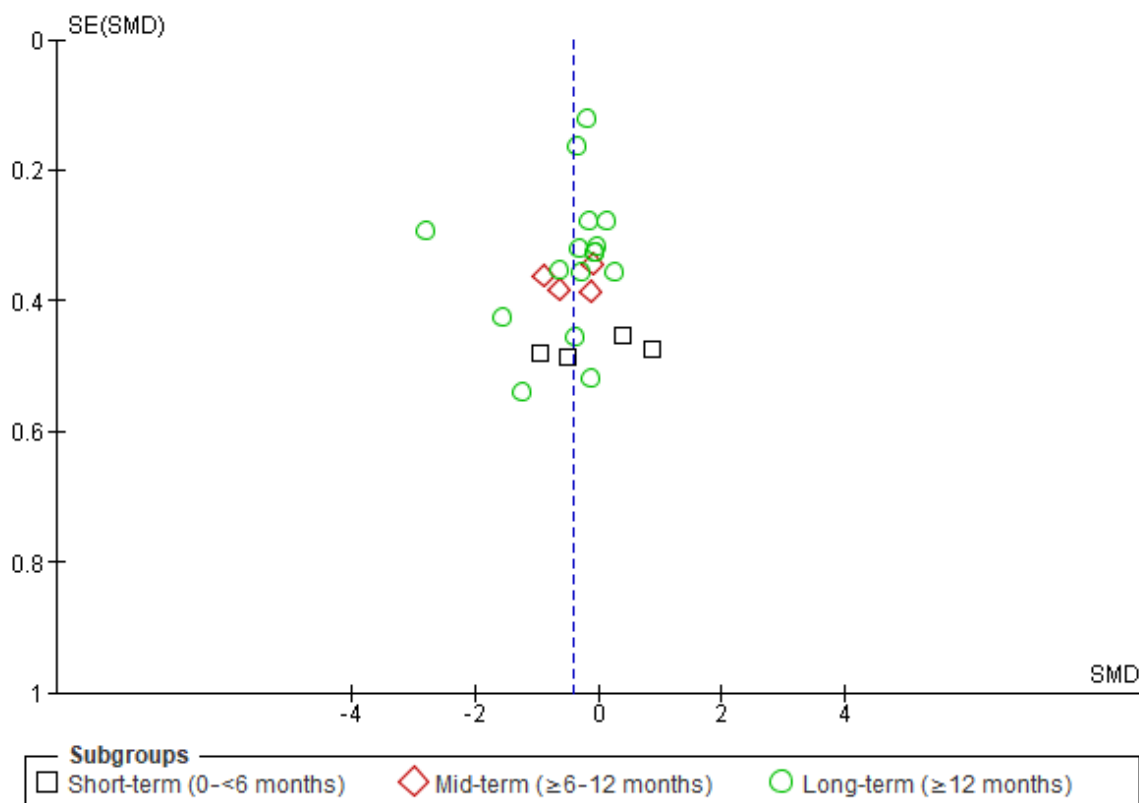
صرف‌نظر از زمان سپری‌شده پس از جراحی، در بیماران دارای ACLR در مقایسه با گروه کنترل سالم، فلکشن زانو در مرحله پاسخ بارگذاری فاز حمایت راه رفتن کمتر گزارش شد (۱۶ مطالعه: $SMDs = -0.43$ ، 95% فاصله اطمینان -0.71 تا -0.15 ، $P=0.003$ ، $I^2=84\%$) (شکل ۴) (۳، ۱۰، ۱۴، ۲۸، ۳۰-۴۱). به‌طور مشخص‌تر، فلکشن زانو در گروه ACLR به‌طور میانگین $1/56$ (فاصله اطمینان 95% $-2/55$ تا $-0/85$) درجه کمتر از گروه کنترل بود. ناهمگنی بین مطالعات زیاد بود ($I^2=84\%$). بر اساس نتایج آزمون Egger، هیچ شواهدی از سوگیری انتشار مشاهده نشد ($P=0/88$).

در دوره میان مدت (سه مطالعه: $SMDs = -0.43$ ، 95% فاصله اطمینان -0.82 تا -0.04 ، $P=0.03$ ، $I^2=15\%$) و بلند مدت (۱۱ مطالعه: $SMDs = -0.47$ ، 95% فاصله اطمینان -0.82 تا -0.12 ، $P=0.009$ ، $I^2=84\%$) پس از جراحی نیز، فلکشن زانو در بیماران ACLR کمتر از افراد سالم گزارش شد.



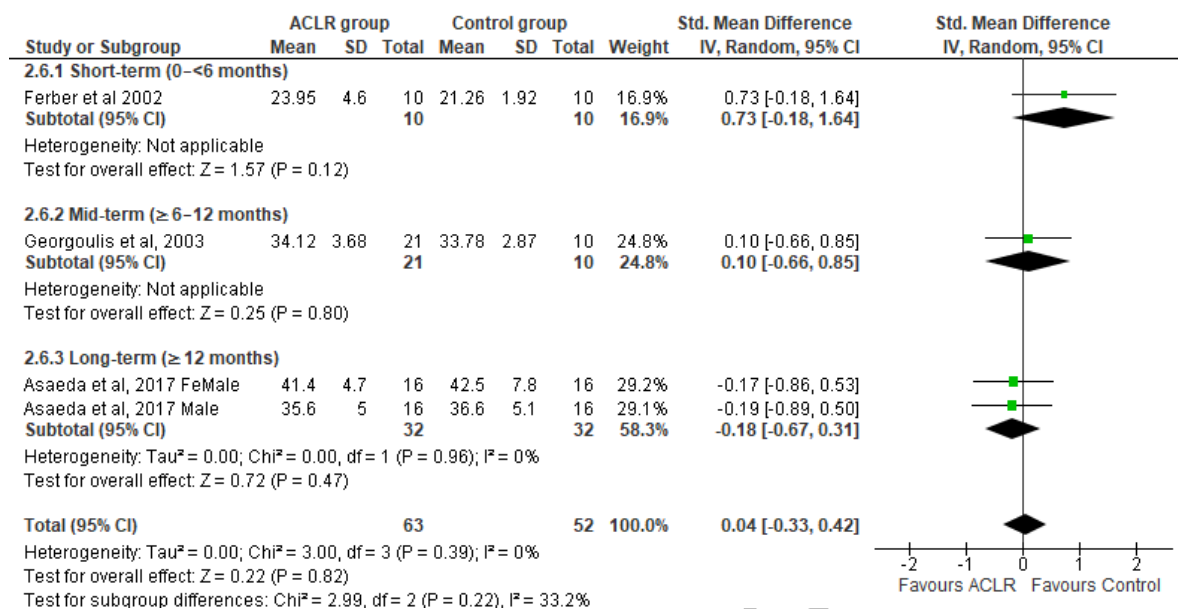
شکل ۴. Test for subgroup differences: $\chi^2 = 0.21$, $df = 2$ ($P = 0.90$), $I^2 = 0\%$

نمودار جنگلی تفاوت زاویه فلکشن مفصل زانو را طی مرحله پاسخ بارگذاری راه رفتن بین بیماران دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و افراد سالم نشان می‌دهد. اثرات کلی و همچنین اثرات زیرتحلیل‌ها بر اساس زمان پس از جراحی برای هر پارامتر به صورت اختلاف میانگین استاندارد شده (SMD) با فاصله اطمینان ۹۵٪ محاسبه شدند. SD: انحراف معیار؛ Std: استاندارد شده؛ CI: فاصله اطمینان؛ PT-Q: برداشت گرفت تاندون چهارسر با ضخامت نسبی؛ FT-Q: برداشت گرفت تاندون چهارسر با ضخامت کامل؛ A: ACLR کوتاه مدت؛ B: ACLR میان مدت؛ C: ACLR بلند مدت؛ HIGH: شاخص توده بدنی بالا؛ LOW: شاخص توده بدنی پایین؛ Strong: قدرت عضله چهارسر بالا؛ Weak: قدرت عضله چهارسر پایین؛ HT: گرفت تاندون همسترینگ؛ PT: گرفت تاندون کشکی.

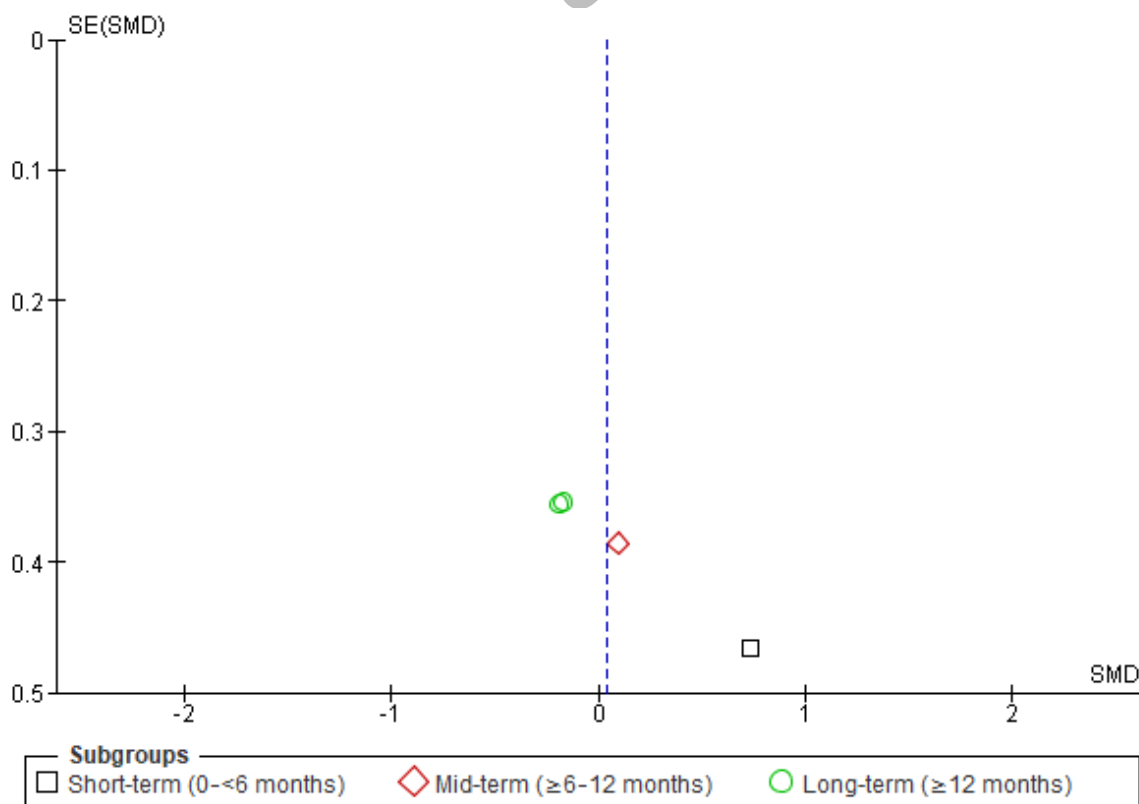


شکل ۵. نمودار کیفی نشان‌دهنده‌ی احتمال سوگیری انتشار برای پارامتر فلکشن مفصل زانو در مرحله پاسخ بارگذاری طی راه رفتن

نتایج تحلیل کلی و زیرگروه‌ها نشان داد پس از جراحی در بیماران دارای ACLR در مقایسه با افراد سالم، تفاوت معناداری در فلکشن زانو طی مرحله برداشتن پنجه پا در فاز حمایت راه رفتن وجود ندارد (سه مطالعه: $SMDs = 0.04$ ، 95% فاصله اطمینان -0.33 تا 0.42 ، $P = 0.82$ ، $I^2 = 0\%$) (شکل ۶) (۳، ۴، ۴۱). هیچ ناهمگنی بین مطالعات یافت نشد ($I^2 = 0\%$). بر اساس نتایج آزمون Egger، هیچ نشانه‌ای از سوگیری انتشار مشاهده نشد ($P = 0.36$).



شکل ۶. نمودار جنگلی تفاوت زاویه فلکشن زانو را طی مرحله برداشتن پنجه طی راه رفتن بین بیماران دارای بازسازی رباط صلیبی قدامی و افراد سالم نشان می‌دهد. اثرات کلی و همچنین اثرات زیرتحلیل‌ها بر اساس زمان پس از جراحی برای هر پارامتر به‌صورت اختلاف میانگین استاندارد شده (SMD) با فاصله اطمینان ۹۵٪ محاسبه شدند. SD: انحراف معیار، Std: استاندارد شده، CI: فاصله اطمینان.



بحث

مرور نظام‌مند با فراتحلیل حاضر با هدف مقایسه‌ی فلکشن زانو در بیماران با ACLR با افراد سالم، طی زیرمراحل متمایز فاز حمایت راه رفتن انجام شد، با نتایجی که به‌علاوه بر اساس دوره‌های زمانی کوتاه‌مدت، میان‌مدت و بلندمدت پس از جراحی تفکیک شدند. یافته‌ی اصلی این بود که، صرف‌نظر از مدت‌زمان سپری‌شده پس از جراحی، بیماران ACLR فقط طی زیرمرحله‌ی پاسخ بارگذاری فلکشن زانوی کمتری نسبت به افراد سالم نشان دادند. تفاوت معناداری در فلکشن زانو طی مرحله ابتدای برخورد و مرحله برداشتن پنجه فاز حمایت راه رفتن وجود نداشت. تحلیل زیرگروهی همچنین نشان داد این کاهش فلکشن به‌طور معناداری در هر دو دوره‌ی میان‌مدت و بلندمدت پس از جراحی تداوم داشت. در مجموع، این نتایج به تغییرات معنادار و پایدار در کینماتیک زانو در صفحه‌ی قدامی-خلفی، به‌طور مشخص طی پاسخ بارگذاری، در افراد دارای ACLR در مقایسه با گروه کنترل سالم اشاره می‌کنند. یک یافته ثانویه آن بود که تغییرات ویژگی‌های راه رفتن (مانند فلکشن زانو) حتی در بازه زمانی میان‌مدت و بلندمدت پس از جراحی همچنان وجود دارند.

کاهش فلکشن زانو مشاهده‌شده در این مطالعه طی پاسخ بارگذاری، نشان‌دهنده‌ی یک تغییر زمینه‌ای در بیومکانیک زانو طی راه رفتن در این جمعیت است و احتمالاً بیانگر کنترل ناکافی عصبی-عضلانی مفصل است (۴۲). این یافته (کاهش زاویه فلکشن زانو در بیماران ACLR) با مرورهای نظام‌مند پیشین (۱۲، ۴۳، ۴۴) که زوایای کمتر اوج فلکشن زانو را در بیماران ACLR نسبت به افراد سالم گزارش کرده بودند، همخوانی دارد. گشتاور خارجی فلکشن زانو باعث خم‌شدن زانو می‌شود و در پاسخ، عضلات اکستنسور زانو فعال می‌شوند تا یک گشتاور داخلی برای مقابله با گشتاور خارجی فلکشن تولید کنند (۵). بنابراین، فلکشن کاهش‌یافته پس از ACLR ممکن است بیانگر الگوهای تغییر یافته‌ی به‌کارگیری عضلات چهارسر و/یا همسترینگ باشد (۵). همچنین محتمل است که سیستم عصبی با کاهش زاویه‌ی فلکشن زانو به آسیب سازگار شود، به‌عنوان راهی برای کاهش تقاضای مکانیکی روی عضلات چهارسر. Arms و همکاران (۴۵) گزارش کردند که انقباض ایزومتریک شبیه‌سازی‌شده عضله چهارسر، کشیدگی رباط صلیبی قدامی را در ۴۵ درجه نخست فلکشن زانو به‌طور معناداری بیش از سطح استراحت طبیعی افزایش می‌دهد. بنابراین، زوایای کوچک‌تر فلکشن مشاهده‌شده در این مطالعه طی فاز حمایت می‌تواند یک راهبرد محافظتی باشد که جابجایی بیش از حد قدامی درشتنی را در بیماران ACLR محدود می‌کند. با این حال، هنگامی که زانو در وضعیت بازتری قرار دارد، عضلات همسترینگ ممکن است نتوانند

از جابجایی و چرخش غیرطبیعی قدامی درشتنی جلوگیری کنند (۴۶). بنابراین، یک زانوی بازتر، ساختار را در موقعیتی ناپایدار قرار می‌دهد و احتمالاً سیستم عصبی-عضلانی را وادار می‌کند تا تصمیمی جهت اولویت‌دهی به فعال‌سازی بین عضله راست رانی و عضلات همسترینگ اتخاذ کند. با این حال، این نتیجه‌گیری در حد فرضیه است، زیرا مرور نظام‌مند حاضر الگوهای فعالیت عضلانی را بررسی نکرد.

هیچ تفاوت معنادار بین گروهی نه در ابتدای برخورد و نه در برداشتن پنجه مشاهده نشد. این که تفاوت معنادار فقط طی پاسخ بارگذاری ظاهر شده، نشان می‌دهد تغییرات راه رفتن مرتبط با ACLR در دوره‌ای متمرکز می‌شوند که جذب ضربه و کنترل برون‌گرای چهارسر بیشترین اهمیت را دارند. بر اساس یافته‌های فراتحلیل حاضر می‌توان این فرضیه را مطرح کرد که درمان جراحی منجر به تغییر در ویژگی‌های بیومکانیکی راه رفتن مانند فلکشن زانو در مرحله بارگذاری فاز حمایت راه رفتن می‌شود و این تغییرات تا دوره بلند مدت ماه پس از جراحی پایدار باقی می‌مانند. در مجموع، این تغییرات بیومکانیکی مرتبط با جراحی می‌توانند خطر آسیب مجدد زانو را افزایش دهند و در بروز استئوآرتریت پس از تروما در این جمعیت نقش داشته باشند (۴۷). ناهمگنی قابل توجه مشاهده‌شده در زاویه‌ی فلکشن زانو طی پاسخ بارگذاری می‌تواند ناشی از چندین عامل بالینی و روش‌شناختی باشد. تفاوت در نوع گرفت مورد استفاده برای ACLR (۱۱)، ویژگی‌های جمعیت‌شناختی شرکت‌کنندگان از جمله سن (۴۹) و جنسیت (۵۷) و زمان سپری‌شده از جراحی (۵۱) از جمله عواملی هستند که می‌توانند بر الگوهای بیومکانیکی راه رفتن تأثیر بگذارند. علاوه بر این، تفاوت در سرعت راه رفتن طی آزمون‌های آزمایشگاهی و ناهمگنی در سیستم‌های اندازه‌گیری حرکت، مدل‌های بیومکانیکی و روش‌های پردازش داده می‌تواند به افزایش ناهمگنی بین مطالعات منجر شود. این عوامل نشان می‌دهند که ناهمگنی بالا در زاویه فلکشن زانو در مرحله پاسخ بارگذاری قابل انتظار بوده و یافته‌های فراتحلیل حاضر باید با احتیاط تفسیر شوند.

Devita و همکاران (۵۲) حدود ۱۰ درجه فلکشن بیشتر را سه هفته پس از جراحی گزارش کردند، هرچند این تفاوت تا شش ماه بعد نسبت به گروه کنترل سالم از بین رفته بود. Bush-Joseph و همکاران (۵۳) نیز هیچ تفاوت معناداری در زاویه‌ی فلکشن زانو در میانه‌ی فاز حمایت، هشت ماه پس از جراحی، گزارش نکردند. Ferber و همکاران (۱۴) پیشنهاد کردند بیماران ACLR ممکن است در سه ماه پس از جراحی هنوز در حال بهبودی باشند، اما به تدریج با گذشت زمان، وضعیت ایستاده‌تری را در فاز حمایت باز یابند. با این حال، یافته‌های حاضر نشان می‌دهند افراد دارای ACLR همچنان به‌طور مشخص در پاسخ بارگذاری، فلکشن کمتری نسبت به افراد سالم دارند.

زاویه فلکشن زانو در مرحله پاسخ بارگذاری فاز حمایت راه رفتن (دوره میان مدت و بلند مدت پس از جراحی) می‌تواند به‌عنوان ویژگی‌های قابل‌تغییر در الگوی راه‌رفتن در افراد دارای ACLR شناسایی شود. شناسایی این ویژگی قابل‌تغییر می‌تواند مبنایی برای مداخلات هدفمند با هدف کند کردن پیشرفت استئوآرتریت پس از تروما، ضمن کاهش خطر آسیب مجدد باشد. کاهش فلکشن زانو در مرحله پاسخ بارگذاری می‌تواند بیانگر راهبردهای محافظتی یا کنترل ناکافی عصبی-عضلانی در هنگام وزن‌گذاری باشد که در طول زمان ممکن است به الگوهای بارگذاری غیرطبیعی مفصل زانو منجر شود. از دیدگاه بالینی، این یافته‌ها برای بیماران نشان می‌دهند که حتی پس از بازسازی موفق رباط صلیبی قدامی، تغییرات ظریف اما پایدار در الگوی راه‌رفتن ممکن است باقی بماند. برای درمانگران، نتایج حاضر بر اهمیت ارزیابی و بازآموزی مرحله‌محور راه‌رفتن، به‌ویژه طی فاز پاسخ بارگذاری، و طراحی تمرینات هدفمند برای بهبود فلکشن دینامیک زانو در برنامه‌های بازتوانی تأکید می‌کند. از منظر بالینی، وجود تغییرات پایدار در فلکشن مفصل زانو در فاز پاسخ بارگذاری در میان و بلندمدت پس از ACLR نشان می‌دهد که بازتوانی باید فراتر از بازیابی پایداری مفصلی و بازگرداندن قدرت صرف باشد و به بازآموزی الگوی حرکت هنگام وزن‌گذاری، تمرینات هدفدار افزایش فلکشن دینامیک توجه کند (۲۹، ۵۴، ۵۵). علاوه، لازم است مطالعات طولی با اندازه نمونه بزرگ‌تر و گزارش‌بندی فازی دقیق‌تر انجام شوند تا روابط علی بین ضعف عضلانی، الگودادن حرکتی و تغییرات ساختاری (مثلاً نشانه‌های زودرس آرتروز) روشن‌تر شود. در نهایت بررسی نقش عوامل روان‌شناختی و سطح فعالیت روزمره (مثلاً تعداد گام‌های روزانه) به‌عنوان متغیرهای میانی که ممکن است الگوی راه رفتن را تشدید یا تعدیل کنند نیز ضروری است. لازم به تأکید است که تمامی نتایج ارائه‌شده در این مطالعه، با توجه به کیفیت متوسط مقالات واردشده و طراحی عمدتاً مقطعی آن‌ها، باید با احتیاط تفسیر شوند و نباید به‌عنوان شواهد علی قطعی تلقی گردند.

محدودیت‌هایی ممکن است بر نتایج این مطالعه تأثیر گذاشته باشد. نوع گرفت و پروتکل‌های سرعت راه رفتن به‌طور ناهمگون بین مطالعات گزارش شده بودند و اغلب مورد ارزیابی آماری رسمی قرار نگرفته بودند. این محدودیت‌ها توانایی ما را در ارزیابی این موضوع کاهش داد که آیا عوامل روش‌شناختی یا بالینی به ناهمگنی بین مطالعات کمک کرده‌اند. مطالعات پیشین ویژگی‌های بیومکانیک متمایزی برای زنان و مردان نشان داده‌اند. Asaeda و همکاران (۳)، تفاوت‌های مبتنی بر جنس را شناسایی کردند که بر سینماتیک و سینتیک زانو در طول فاز ایستایی گام، هم پیش از عمل و هم پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی تأثیر می‌گذارد. در فراتحلیل حاضر، مطالعاتی را با شرکت‌کنندگانی از هر دو جنس شامل شدیم. Webster و همکاران (۵۶)، صفحه‌های ثانویه حرکت را در طول راه رفتن در شرکت‌کنندگان بازسازی‌شده بررسی کردند تا تأثیرات نوع گرفت (همسترینگ یا تاندون کشکک) را ارزیابی کنند. آن‌ها نشان دادند که واروس کاهش‌یافته زانو در گروه همسترینگ ممکن است با برداشت گرفت مرتبط باشد. با این حال، نوع گرفت در این تحلیل منظور نشد. از طرفی، زمان سپری‌شده از آسیب در مطالعات مختلف بود که ممکن است بر نتایج این فراتحلیل تأثیر

گذاشته باشد. با این وجود، فاصله زمانی از آسیب در این تحلیل لحاظ نشد. همچنین، در پژوهش‌های آینده انجام مرورهای چندزبانه توصیه می‌شود.

نتیجه‌گیری

یافته‌های مرور نظام‌مند و فراتحلیل حاضر نشان داد که بیماران با ACLR در مقایسه با افراد سالم، در مرحله پاسخ بارگذاری فاز حمایت راه رفتن دارای فلکشن زانوی کمتری هستند. الگویی که احتمالاً ناشی از تغییر در کنترل عصبی-عضلانی و فعالیت برون‌گرای عضلات چهارسر است. از آنجا که این کاهش فلکشن تا دوره‌های میان‌مدت و بلندمدت پس از جراحی تداوم داشت، بیانگر بازگشت ناقص به مکانیک طبیعی راه رفتن و یک ناهنجاری بیومکانیکی پایدار در زانوی این جمعیت است.

با توجه به این که این الگوهای تغییر یافته‌ی فلکشن می‌توانند بارگذاری زانو را طی فاز جذب ضربه تغییر دهند و خطر بلندمدت استئوآرتریت پس از تروما یا آسیب مجدد را افزایش دهند، بازآموزی الگوهای حرکتی طبیعی در مراحل پایانی بازتوانی از اهمیت بالینی ویژه‌ای برخوردار است. بنابراین، مداخلات تمرینی باید نه فقط بازیابی قدرت عضلانی، بلکه هماهنگی عصبی-عضلانی و کنترل حرکتی به‌طور مشخص طی پاسخ بارگذاری را نیز هدف قرار دهند.

در مجموع، این یافته‌ها از لزوم پروتکل‌های بازتوانی مرحله‌محور و هدفمند برای رفع محدودیت‌های حرکتی زانو پس از ACLR حمایت می‌کنند، و نیاز به مطالعات طولی با نمونه‌های بزرگ‌تر را که رابطه‌ی بین تغییرات کینماتیکی، فعالیت عضلانی، و پیامدهای ساختاری زانو را با یکدیگر بررسی کنند، نشان می‌دهند، کاری که در نهایت می‌تواند به راهبردهای پیشگیرانه و درمانی مؤثرتر برای این جمعیت بیماران کمک کند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این مطالعه از نوع مرور نظام‌مند با فراتحلیل می‌باشد.

حمایت مالی

این مطالعه حامی مالی ندارد.

مشارکت نویسندگان

مفهوم‌سازی و طراحی مطالعه: علی اسماعیلی

کسب، تحلیل و تفسیر داده‌ها: علی اسماعیلی، امیرعلی جعفرنژادگرو، فرهاد رضازاده

تحلیل آماری: علی اسماعیلی، امیرعلی جعفرنژادگرو

نگارش پیش نویس: علی اسماعیلی

ویراستاری و نهایی سازی نوشته: علی اسماعیلی، امیرعلی جعفرنژادگرو، فرهاد رضازاده، رضا نکته‌سنج

نظارت بر مطالعه: امیرعلی جعفرنژادگرو

تعارض منافع

این مطالعه تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان بدین‌وسیله از تمامی پژوهشگرانی که مطالعه‌های آن‌ها وارد فراتحلیل حاضر شد، تشکر می‌کنند.

بیانیه استفاده از ابزار هوش مصنوعی مولد

نویسندگان اذعان می‌کنند که از ابزار هوش مصنوعی Claude (در دسترس از طریق: <https://claude.ai>) به‌عنوان یک ابزار کمکی

برای ترجمه متن مقاله از فارسی به انگلیسی استفاده کرده‌اند. هدف از این کار، افزایش سرعت و دقت ترجمه اولیه بود.

دستورات/پرسش‌های استفاده‌شده:

ترجمه جملات و پاراگراف‌های تخصصی حوزه بیومکانیک و فیزیوتراپی از فارسی به انگلیسی با حفظ امانت‌داری کامل.

درخواست ترجمه تحت قوانین «حفظ تمام اطلاعات واقعی، داده‌ها، نام‌ها، اعداد، ارجاعات، و عدم بازنویسی یا تفسیر».

لازم به ذکر است که تمامی متن ترجمه‌شده پس از دریافت، توسط نگارندگان به‌طور کامل بازبینی و ویرایش شد تا از صحت علمی،

دقت اصطلاحات تخصصی، و مطابقت زبانی آن با استانداردهای نگارش علمی اطمینان حاصل گردد. مسئولیت نهایی محتوای علمی

و زبانی مقاله بر عهده نویسندگان است.

چگونگی استفاده از خروجی:

خروجی ترجمه‌شده توسط Claude به‌عنوان پیش‌نویس اولیه استفاده شد. سپس تمامی بخش‌های ترجمه توسط نویسندگان انسانی

(متخصصان زبان انگلیسی و حوزه تخصصی) کلمه به کلمه بررسی، ویرایش و تأیید شد تا صحت علمی، اصالت و یکپارچگی محتوا

حفظ گردد. هوش مصنوعی نقشی در تولید محتوای علمی، تحلیل داده‌ها، نتیجه‌گیری یا نویسندگی مقاله نداشته است و مسئولیت نهایی محتوا بر عهده نویسندگان مقاله می‌باشد.

نسخه پذیرفته پیش از انتشار

1. Keays SL, Bullock-Saxton JE, Keays AC, Newcombe PA, Bullock MI. A 6-year follow-up of the effect of graft site on strength, stability, range of motion, function, and joint degeneration after anterior cruciate ligament reconstruction. *The American journal of sports medicine*. 2007;35(5):729–39.
2. Sajovic M, Strahovnik A, Dernovsek MZ, Skaza K. Quality of life and clinical outcome comparison of semitendinosus and gracilis tendon versus patellar tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction: an 11-year follow-up of a randomized controlled trial. *The American journal of sports medicine*. 2011;39(10):2161–9.
3. Asaeda M, Deie M, Fujita N, Kono Y, Terai C, Kuwahara W, et al. Gender differences in the restoration of knee joint biomechanics during gait after anterior cruciate ligament reconstruction. *The Knee*. 2017;24(2):280–8.
4. Ferber R, Davis IM, Hamill J, Pollard CD, McKeown KA. Kinetic variables in subjects with previous lower extremity stress fractures. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2002;34(5):S5.
5. Hart HF, Culvenor AG, Collins NJ, Ackland DC, Cowan SM, Machotka Z, et al. Knee kinematics and joint moments during gait following anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine*. 2016;50(10):597–612.
6. Barenius B, Ponzer S, Shalabi A, Bujak R, Norlén L, Eriksson K. Increased risk of osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction: a 14-year follow-up study of a randomized controlled trial. *The American journal of sports medicine*. 2014;42(5):1049–57.
7. Sajedi H, Aydın E, Güler MŞ, Akpınar S, Esmaeili A, Jafarnejadgero A, et al., editors. *Gait Biomechanical Differences in the Anterior Cruciate Ligament Reconstructed and Contralateral Limb: A Systematic Review with Meta-Analysis*. Healthcare; 2025.
8. Foroughi N, Smith R, Vanwanseele B. The association of external knee adduction moment with biomechanical variables in osteoarthritis: a systematic review. *The Knee*. 2009;16(5):303–9.
9. Ferber R, Osternig LR, Woollacott MH, Wasielewski NJ, Lee J-H. Gait perturbation response in chronic anterior cruciate ligament deficiency and repair. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(2):132–41.
10. Noehren B, Wilson H, Miller C, Lattermann C. Long term gait deviations in anterior cruciate ligament reconstructed females. *Medicine and science in sports and exercise*. 2013;45(7):1340.
11. Webster KE, Feller JA. The knee adduction moment in hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2012;20:2214–9.
12. Shi D-l, Wang Y-b, Ai Z-s. Effect of anterior cruciate ligament reconstruction on biomechanical features of knee in level walking: a meta-analysis. *LWW*; 2010. p. 3137–42.
13. Slater LV, Hart JM, Kelly AR, Kuenze CM. Progressive changes in walking kinematics and kinetics after anterior cruciate ligament injury and reconstruction: a review and meta-analysis. *Journal of athletic training*. 2017;52(9):847–60.
14. Ferber R, Osternig LR, Woollacott MH, Wasielewski NJ, Lee J-H. Gait mechanics in chronic ACL deficiency and subsequent repair. *Clinical biomechanics*. 2002;17(4):274–85.
15. Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, Boutron I, Hoffmann TC, Mulrow CD, et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *International journal of surgery*. 2021;88:105906.
16. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, Group* P. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *Annals of internal medicine*. 2009;151(4):264–9.
17. Morgan RL, Whaley P, Thayer KA, Schünemann HJ. Identifying the PECO: a framework for formulating good questions to explore the association of environmental and other exposures with health outcomes. *Environment international*. 2018;121(Pt 1):1027.

18. 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 & community health*. 1998;52(6):377–84.
19. Radzimski AO, Mündermann A, Sole G. Effect of footwear on the external knee adduction moment—a systematic review. *The knee*. 2012;19(3):163–75.
20. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*; Hillsdale [etc.]. Lawrence Erlbaum Associates, Cop.: Mahwah, NJ, USA; 1988.
21. Kraemer HC, Kupfer DJ. Size of treatment effects and their importance to clinical research and practice. *Biological psychiatry*. 2006;59(11):990–6.
22. McGough JJ, Faraone SV. Estimating the size of treatment effects: moving beyond p values. *Psychiatry (Edgmont)*. 2009;6(10):21.
23. Higgins JP, Thompson SG, Deeks JJ, Altman DG. Measuring inconsistency in meta-analyses. *Bmj*. 2003;327(7414):557–60.
24. Jafarnezhadgero A, Esmaeili A, Mousavi SH, Granacher U. Effects of foot orthoses application during walking on lower limb joint angles and moments in adults with flat Feet: A systematic review with Meta-Analysis. *Journal of Biomechanics*. 2024;176:112345.
25. Peters JL, Sutton AJ, Jones DR, Abrams KR, Rushton L. Contour-enhanced meta-analysis funnel plots help distinguish publication bias from other causes of asymmetry. *Journal of clinical epidemiology*. 2008;61(10):991–6.
26. Egger M, Smith GD, Schneider M, Minder C. Bias in meta-analysis detected by a simple, graphical test. *bmj*. 1997;315(7109):629–34.
27. Duval S, Tweedie R. Trim and fill: a simple funnel-plot-based method of testing and adjusting for publication bias in meta-analysis. *Biometrics*. 2000;56(2):455–63.
28. Lewek M, Rudolph K, Axe M, Snyder-Mackler L. The effect of insufficient quadriceps strength on gait after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical biomechanics*. 2002;17(1):56–63.
29. Gao T, Huang H, Yu Y, Liu H, Ao Y. Effect of knee extension constraint training on walking biomechanics 6 months after anterior cruciate ligament reconstruction: a double-blind randomized controlled clinical trial. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2025;20(1):20.
30. Goetschius J, Hertel J, Saliba SA, Brockmeier SF, Hart JM. Gait Biomechanics in Anterior Cruciate Ligament-reconstructed Knees at Different Time Frames Postsurgery. *Medicine and science in sports and exercise*. 2018;50(11):2209–16.
31. Webster KE, Wittwer JE, O'Brien J, Feller JA. Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction are related to graft type. *The American journal of sports medicine*. 2005;33(2):247–54.
32. Bulgheroni P, Bulgheroni M, Andriani L, Guffanti P, Giughello A. Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 1997;5:14–21.
33. Davis-Wilson HC, Johnston CD, Young E, Song K, Wikstrom EA, Blackburn JT, et al. Effects of BMI on Walking Speed and Gait Biomechanics after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2021;53(1):108–14.
34. Dewig DR, Johnston CD, Pietrosimone B, Blackburn JT. Long-term gait biomechanics in level, uphill, and downhill conditions following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics*. 2021;84:105345.
35. Erhart-Hledik JC, Chu CR, Asay JL, Andriacchi TP. Longitudinal changes in knee gait mechanics between 2 and 8 years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Research®*. 2018;36(5):1478–86.
36. Milandri G, Posthumus M, Small T, Bothma A, van der Merwe W, Kassanjee R, et al. Kinematic and kinetic gait deviations in males long after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clinical Biomechanics*. 2017;49:78–84.

37. Pamukoff DN, Holmes SC, Garcia SA, Vakula MN, Shumski EJ, Moffit TJ. Influence of body mass index and anterior cruciate ligament reconstruction on gait biomechanics. *Journal of Orthopaedic Research®*. 2023;41(5):994–1003.
38. Ripic Z, Letter M, Parrino R, Adams W, Kaplan LD, Baraga MG, et al. Knee joint mechanics during gait after anterior cruciate ligament reconstruction using a partial or full thickness quadriceps tendon autograft at 2 years after surgery. *Pm r*. 2024.
39. Saxby DJ, Bryant AL, Modenese L, Gerus P, Killen BA, Konrath J, et al. Tibiofemoral Contact Forces in the Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Knee. *Med Sci Sports Exerc*. 2016;48(11):2195–206.
40. Gao B, Zheng NN. Alterations in three-dimensional joint kinematics of anterior cruciate ligament-deficient and-reconstructed knees during walking. *Clinical biomechanics*. 2010;25(3):222–9.
41. Georgoulis AD, Papadonikolakis A, Papageorgiou CD, Mitsou A, Stergiou N. Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knee during walking. *The American journal of sports medicine*. 2003;31(1):75–9.
42. Bryant AL, Kelly J, Hohmann E. Neuromuscular adaptations and correlates of knee functionality following ACL reconstruction. *J Orthop Res*. 2008;26(1):126–35.
43. Esmaeili A, Jafarnezhadgero A, Sajedi H, Aydin E, Hortobágyi T, Granacher U. Time-Dependent Alterations in Walking Biomechanics After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Compared with Healthy Individuals: A Systematic Review with Meta-analysis. *Sports Medicine-Open*. 2026;12(1):39.
44. Hart JM, Ko J-WK, Konold T, Pietrosimione B. Sagittal plane knee joint moments following anterior cruciate ligament injury and reconstruction: a systematic review. *Clinical biomechanics*. 2010;25(4):277–83.
45. Arms SW, Pope MH, Johnson RJ, Fischer RA, Arvidsson I, Eriksson E. The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *The American journal of sports medicine*. 1984;12(1):8–18.
46. Colby SM, Kirkendall DT, Bruzga RF. Electromyographic analysis and energy expenditure of harness supported treadmill walking: implications for knee rehabilitation. *Gait & Posture*. 1999;10(3):200–5.
47. Lin C-F, Liu H, Gros MT, Weinhold P, Garrett WE, Yu B. Biomechanical risk factors of non-contact ACL injuries: A stochastic biomechanical modeling study. *Journal of Sport and Health Science*. 2012;1(1):36–42.
48. Webster KE, Feller JA. The knee adduction moment in hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2012;20(11):2214–9.
49. Jin L, Hahn ME. Comparison of lower extremity joint mechanics between healthy active young and middle age people in walking and running gait. *Scientific reports*. 2019;9(1):5568.
50. Aghdam HA, Kavyani M, Bosak M, Karimi MT, Motififard M. Evaluation of the stability of the subjects with anterior cruciate injuries reconstruction. *The Journal of Knee Surgery*. 2021;34(14):1527–30.
51. Webster KE, Feller JA, Wittwer JE. Longitudinal changes in knee joint biomechanics during level walking following anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Gait & posture*. 2012;36(2):167–71.
52. Devita P, Hortobágyi T, Barrier J. Gait biomechanics are not normal after anterior cruciate ligament reconstruction and accelerated rehabilitation. *Medicine and science in sports and exercise*. 1998;30:1481–8.
53. Bush-Joseph CA, Hurwitz DE, Patel RR, Bahrani Y, Garretson R, Bach Jr BR, et al. Dynamic function after anterior cruciate ligament reconstruction with autologous patellar tendon. *The American journal of sports medicine*. 2001;29(1):36–41.
54. Birchmeier T, Lisee C, Kane K, Brazier B, Triplett A, Kuenze C. Quadriceps muscle size following ACL injury and reconstruction: a systematic review. *Journal of Orthopaedic Research®*. 2020;38(3):598–608.

55. Jafarnezhadgero AA, Pourrahimghoroghchi A, Darvishani MA, Aali S, Dionisio VC. Analysis of ground reaction forces and muscle activity in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction during different running strike patterns. *Gait & Posture*. 2021;90:204–9.
56. Webster KE, Feller JA. Alterations in joint kinematics during walking following hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Clinical Biomechanics*. 2011;26(2):175–80.
57. Webster KE, McClelland JA, Palazzolo SE, Santamaria LJ, Feller JA. Gender differences in the knee adduction moment after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *British journal of sports medicine*. 2012;46(5):355–9.

نسخه پذیرفته پیش از انتشار