Journal of
Sport Biomechanics

Winter 2027. Vol 12. Issue 4

Research Paper

Effects of Variable Resistance Using Elastic Bands and Chains on Lower-Limb Kinematics During Squatting: A Comparison with Traditional Resistance Training

Behzad Yaghoubi Gorji[1], **Raghad Mimar***[1], **Mehdi Khaleghi Tazji**[1], **Mohammad Aziminia**[1]

1. Department of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Scan to read online

Citation: Yaghoubi Gorji B, Mimar R, Khaleghi Tazji M, Aziminia M. Effects of Variable Resistance Using Elastic Bands and Chains on Lower-Limb Kinematics During Squatting: A Comparison with Traditional Resistance Training. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4):920–944. https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.4.920

Article Info:

Received: 25 February 2026

Accepted: 29 September 2026

Published: 20 November 2026

Keywords:

Squat, Variable resistance, Kinematics, Lower limb, Physically active men

ABSTRACT

Objective This study compared the effects of elastic bands, chains, and traditional barbell resistance on lower-limb kinematics during squatting in physically active men.

Methods Twenty-three physically active men (age: 21.77 ± 2.43 years; body mass: 72.11 ± 6.27 kg; height: 177.44 ± 5.93 cm) performed squats under three resistance conditions: traditional barbell, elastic bands, and chains. Each condition involved three sets of five repetitions at 75% of one-repetition maximum (1RM). Three-dimensional kinematics were recorded using an eight-camera motion capture system (200 Hz). Sagittal-plane range of motion (ROM), angular velocity, and angular acceleration of the hip, knee, and ankle were calculated. Data were analyzed using repeated-measures ANOVA ($p < 0.05$).

Results Hip ROM was significantly lower with elastic bands than with traditional barbell resistance ($p = 0.047$). Knee ROM was significantly reduced under both elastic band ($p = 0.029$) and chain ($p = 0.004$) conditions compared with traditional resistance. No significant differences were found in angular velocity or acceleration across conditions ($p > 0.05$), although higher numerical angular acceleration values were observed at the knee and ankle with elastic bands and at the ankle with chains.

Conclusion Resistance type significantly affected lower-limb joint ROM during squatting, particularly at the hip and knee. However, neither elastic bands nor chains produced significant changes in angular velocity or acceleration. These findings suggest that variable resistance modifies squat kinematics primarily through changes in joint ROM, while its functional and training implications require further investigation.

*** Corresponding Author:**

Raghad Mimar

rmimar@khu.ac.ir

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

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

Introduction

The squat is a fundamental movement pattern in resistance training that involves coordinated activation of multiple muscle groups in the lower limbs and trunk (1, 2). It is widely used to strengthen the hip and knee extensors and to assess lower-body strength in sports such as weightlifting and powerlifting (2, 3). In addition to strength development, squat training can contribute to improvements in explosive performance, including jumping and sprinting, and is commonly incorporated into corrective exercise and rehabilitation programs following joint injuries (4, 5). However, improper squat technique, particularly when lifting heavy loads, may increase mechanical stress on the musculoskeletal system, highlighting the importance of understanding the biomechanical characteristics of this exercise (2–4).

The traditional barbell back squat is widely used to develop lower-body strength. Heavy resistance exercise may also produce a temporary enhancement in subsequent explosive performance through post-activation performance enhancement (PAPE) (6). However, conventional free-weight squats have certain biomechanical limitations. Although the external load remains constant, the mechanical demands and force-producing capacity of the lower-limb joints vary throughout the movement, potentially contributing to a sticking region in which barbell velocity decreases markedly (7). Variable resistance training (VRT), using elastic bands or chains, has therefore been proposed as an approach to modify resistance throughout the range of motion and potentially accommodate changes in force-producing capacity (8, 9). Elastic bands generally provide increasing resistance as they stretch, whereas chains progressively increase the external load as additional links are lifted from the floor. Previous studies have reported improvements in strength and power with these resistance modalities, although their effects depend on the training protocol and loading characteristics (8–10). Lower-limb kinematic variables, including joint range of motion (ROM), angular velocity, and angular acceleration, provide important information about movement execution during squatting (2–10). These variables describe joint motion and, together with external forces and segmental inertial properties, contribute to the mechanical demands placed on the musculoskeletal system (4). For example, joint angular velocity may influence movement performance and the mechanical power generated during dynamic tasks, whereas angular acceleration provides information about changes in rotational motion (10–13). However, neither variable alone provides a direct measure of joint loading or injury risk. Examining these kinematic characteristics under different resistance conditions may therefore improve our understanding of how elastic bands and chains influence squat mechanics and inform the selection of resistance-training modalities (6–14).

Li et al. (2025) reported that long-term VRT may produce greater improvements in maximal strength and jump performance than traditional resistance training, with favorable acute responses reported when the variable resistance load proportion (VRLP) ranged from 21% to 37% of the total load (15). Yan et al. (2025), focusing specifically on squat training, reported that elastic bands may be particularly effective for maximal strength development, whereas chains may provide advantages for explosive power. Their findings also suggested that training status, intervention duration, and weekly training frequency may influence the effectiveness of these modalities (16). At the joint level, previous research has reported lower lumbar spine moments during band- and chain-assisted squats than during traditional squats, with elastic bands producing greater reductions in lumbar moments and chains associated with greater concentric hip power (17). Furthermore, Wu et al. (2025) reported that heavy chain squats (90% of one-repetition maximum [1RM], with a 20% VRLP) acutely enhanced countermovement jump (CMJ) performance, with improvements in impulse and peak power observed following a recovery interval of approximately 4–8 minutes (18). Collectively, these findings suggest that elastic bands and chains may produce different mechanical and performance-related responses.

Despite these findings, direct comparisons of traditional barbell squats, elastic band squats, and chain squats across multiple lower-limb kinematic outcomes remain limited. Previous investigations

have frequently focused on individual variable-resistance modalities or selected biomechanical outcomes. A comparison of sagittal-plane hip, knee, and ankle ROM, angular velocity, and angular acceleration under these three resistance conditions may provide further insight into how resistance type influences squat movement characteristics. Such information may help practitioners understand the immediate kinematic consequences of selecting different resistance modalities, although these measurements alone cannot establish their long-term effects on strength, power, hypertrophy, stability, or injury prevention. Therefore, this study aimed to compare sagittal-plane hip, knee, and ankle kinematics, including ROM, angular velocity, and angular acceleration, during traditional barbell squats (TS), elastic band squats (EBS), and chain squats (CS) in physically active men. The findings may contribute to a more detailed biomechanical understanding of these resistance conditions and inform future investigations of their potential training applications (19).

Methods

Study Design

This study employed a quasi-experimental, within-subject comparative design. The study population comprised physically active male students at Kharazmi University (Table 1). The sample size was estimated using G*Power software, with a significance level of $\alpha = 0.05$ and a statistical power of 0.80. Twenty-three physically active men volunteered to participate. All study procedures were reviewed and approved by the Ethics Committee for Research Involving Human Subjects at Kharazmi University (approval code: IR.KHU.REC.1403.153).

Participants

Participants were eligible if they were aged 18–30 years, scored 13–15 on the Baecke Habitual Physical Activity Questionnaire (BHPAQ), had no history of musculoskeletal injury within the preceding six months, were familiar with the squat exercise, and had at least three years of resistance training experience. Their characteristics were as follows: age, 21.77 ± 2.43 years; body mass, 72.11 ± 6.27 kg; height, 177.44 ± 5.93 cm; and body mass index, 22.88 ± 1.56 kg/m^2. Participants were also required to refrain from using supplements or medications that could affect neuromuscular performance during the study period. Exclusion criteria included a history of fractures, surgery, or joint disorders involving the spine or lower limbs; structural musculoskeletal injuries affecting the upper or lower limbs; active pain or inflammation at the time of testing; systemic diseases affecting motor performance; and any medical condition that could interfere with safe squat execution. Participants were free to withdraw at any stage, and testing was discontinued if they experienced pain or discomfort. Lower-limb dominance was assessed using preferred-leg tasks, including initiating walking and kicking a ball. All participants were classified as right-leg dominant. Scores of 13–15 on the BHPAQ were used to identify participants with high habitual physical activity levels, consistent with the study's eligibility criteria (20, 21).

Experimental Protocol

Before testing, participants attended the Biomechanics Laboratory at Kharazmi University, where the procedures, motion analysis equipment, and correct squat technique were explained. Those who agreed to participate completed a personal information questionnaire and provided written informed consent. Height was measured using a digital stadiometer (InBody BSM170, Japan), and body mass was measured using a Xiaomi smart scale (Mi Smart Scale 2, China) (20). Body composition was assessed using an InBody 770 body composition analyzer (Japan). Functional lower-limb dominance was determined using the preferred kicking leg (21). Three-dimensional kinematic data were collected using an eight-camera motion capture system (Motion Analysis

Table 1. Mean and standard deviation of demographic characteristics of the participants

BMI (Kg/m^2)	Height (cm)	Body mass (kg)	Age (years)	Number (n)	Variable
22.88 ± 1.56	177.44 ± 5.93	72.11 ± 6.27	21.77 ± 2.43	23	Active males

Corporation, Kestrel, California, USA) operating at a sampling frequency of 200 Hz. Reflective markers measuring 14 mm in diameter were used to track segmental motion (1). A CODA-based marker configuration was applied to the lower limbs, as illustrated in Fig. 1 (22). Markers were attached using double-sided adhesive tape to anatomical landmarks, including the first and fifth metatarsal heads, posterior heel, foot, medial and lateral malleoli, medial and lateral femoral epicondyles, anterior and posterior superior iliac spines, and the femoral head region. Four-marker clusters were also attached to the shank and thigh segments, and two markers were placed at the ends of the barbell. The cameras were arranged to ensure that each marker was visible to at least two cameras throughout the movement (22). The motion capture system was calibrated before each participant's testing session. Before the experimental trials, participants completed a five-minute general warm-up consisting of treadmill running at 4 m/s and dynamic exercises, including bodyweight squats. They then performed one set of 10 squats at 50% of their one-repetition maximum (1RM) (23).

Following static and dynamic calibration, participants performed three squat conditions in a fixed sequence: traditional barbell squat (TS), elastic band squat (EBS), and chain squat (CS). Each condition consisted of three sets of five repetitions at 75% of 1RM. In the EBS and CS conditions, elastic bands and chains, respectively, contributed 25% of the total external load at the top of the squat. Five-minute rest intervals were provided between sets and conditions to reduce potential fatigue and carryover effects (23). For all conditions, participants positioned themselves in the center of the squat rack, held the barbell with both hands, maintained a stance approximately equal to hip width and a grip approximately equal to shoulder width, and descended until their thighs were parallel to the floor (Fig. 2 and 3) (22, 23). No externally imposed cadence was used because squat execution involves an individualized movement rhythm (24). Participants were instructed to perform each repetition at a consistent, self-selected pace while minimizing pauses at the upper and lower endpoints (17–25). Practice repetitions were performed to establish a consistent movement tempo (7–26). Repetition duration was subsequently assessed using the vertical displacement of the greater trochanter marker to evaluate the consistency of movement timing across repetitions and sets. Four types of Rogue Monster elastic bands were used: orange, red, blue, and green, in ascending order of resistance. All bands were 100 cm long and 0.5 cm thick but differed in width and resistance at 100% elongation. The orange band was 1.5 cm wide and provided 8 kg of resistance; the red band was 3 cm wide and provided 13.5 kg; the blue band was 4.5 cm wide and provided 18 kg; and the green band was 6.5 cm wide and provided 29.5 kg. Band selection was individualized according to each participant's 1RM and the target external load. Bands were selected to provide approximately 25% of the total external load at the top of the squat when stretched to 100% of their original length. When a single band could not provide the required resistance, two bands with different resistance levels were combined to achieve the target contribution. For the CS condition, galvanized steel chains were attached to the ends of the barbell using connectors. Each chain link weighed 1 kg. The number of links was selected individually so that the chain contribution at the top of the squat corresponded to approximately 25% of the total external load.

Data Processing and Analysis

Marker labeling, skeletal modeling, and gap filling were performed using Cortex software (Cortex-64, version 8.1.0.2017). Missing marker trajectory data were reconstructed using linear interpolation. The recorded trajectories were inspected for data quality and potential tracking errors. Raw kinematic data were subsequently filtered using a fourth-order low-pass Butterworth filter with a cutoff frequency of 6 Hz, based on previous squat kinematics research (27). Each participant completed 15 repetitions per condition (three sets of five repetitions), with each repetition treated as an individual trial. Movement cycles were identified from the vertical displacement of the greater trochanter marker. Each cycle was time-normalized to 101 points representing 0–100% of the squat cycle using spline interpolation, allowing comparisons across repetitions and participants (21–28). Sagittal-plane hip, knee, and ankle joint kinematics, including



Fig. 1. CODA marker set model for the lower extremity.



Fig. 2. Equipment used for performing the squat exercise in three different conditions.

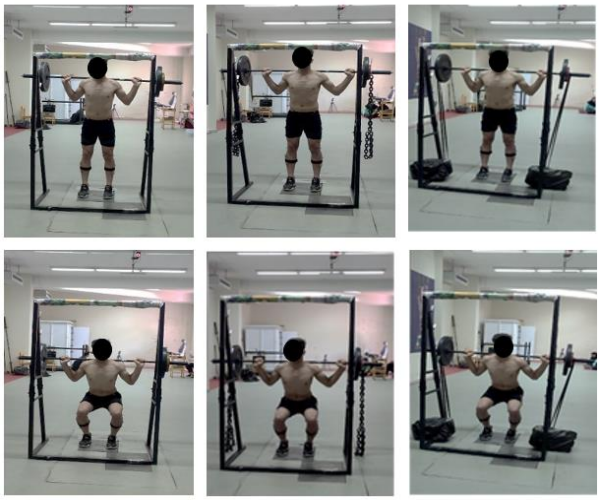


Fig. 3. Standing and bottom positions of the barbell back squat in three conditions: traditional squat, elastic band squat, and chain squat.

range of motion (ROM), angular velocity, and angular acceleration, were calculated in MATLAB (R2021a; MathWorks Inc., Natick, MA, USA). Joint angles were derived using an Euler–Cardan rotation sequence (XYZ) (22–29). For each participant, the values obtained across the 15 repetitions were averaged to provide a representative value for each kinematic variable under each squat

condition. Measurement reliability was evaluated using the intraclass correlation coefficient (ICC), calculated with a two-way random-effects model and absolute agreement. ICC values greater than 0.90 were interpreted as indicating excellent reliability.

Statistical Analysis

Data normality was assessed using the Shapiro–Wilk test. Descriptive statistics are presented as means and standard deviations (mean ± SD). Differences among the three squat conditions were examined using repeated-measures analysis of variance (ANOVA). When significant main effects were identified, Bonferroni-adjusted pairwise comparisons were performed. Effect sizes were expressed as eta squared (η^2). Statistical analyses were conducted using IBM SPSS Statistics (version 27.0; IBM Corp., Armonk, NY, USA), with statistical significance set at $p < 0.05$.

Results

To examine the normality of data distribution, the Shapiro-Wilk test was used, and the results indicated that the distribution of all investigated variables was normal ($P > 0.05$). The results of one-way repeated measures ANOVA showed a significant difference in hip joint range of motion among the three squat execution methods ($P = 0.027$). The Bonferroni post-hoc test revealed that this significant difference was due to a reduction in hip range of motion in the EBS (70.12 ± 5.87 degrees) compared to the TS alone (75.65 ± 5.45 degrees) ($P = 0.047$). Additionally, a significant difference was observed in knee joint range of motion among the three execution methods ($P = 0.002$) (Fig. 4). The post-hoc test results showed that knee range of motion in both the EBS (90.59 ± 4.68 degrees) and the CS (92.93 ± 4.54 degrees) was significantly lower than that in the TS alone (98.49 ± 6.34 degrees) ($P = 0.029$ and $P = 0.004$, respectively). In contrast, no significant difference was found in ankle joint range of motion among the three methods ($P = 0.952$). Data analysis revealed no significant differences in angular velocity of the hip ($P = 0.210$), knee ($P = 0.600$), or ankle ($P = 0.870$) joints among the three squat execution methods. Similarly, no significant differences were observed in angular acceleration of the hip ($P = 0.564$), knee ($P = 0.750$), or ankle ($P = 0.370$) joints among the three methods. The effect size analysis showed that knee joint range of motion was the most influenced variable by the type of external resistance, with an effect size of 0.48. Hip joint range of motion also showed a moderate to large effect size of 0.32. Other variables had effect sizes smaller than 0.14, indicating low influence from the type of external resistance, which is consistent with the lack of statistical significance for these variables (Table 2).

Discussion

Lower-limb joint range of motion (ROM) is an important kinematic characteristic of squat performance and may influence movement strategy, interjoint coordination, and the distribution of mechanical demands across the lower extremities (2). External resistance characteristics, particularly those associated with elastic bands and chains, may influence joint motion throughout different phases of the squat (10–32). The present study found that resistance condition was associated with joint-specific differences in sagittal-plane ROM. Specifically, hip ROM was significantly lower during elastic band squats than during traditional barbell squats, whereas knee ROM was significantly lower during both elastic band and chain squats. No significant differences were observed in ankle ROM or in joint angular velocity and angular acceleration across the three conditions.

The reduction in hip ROM was statistically significant only in the elastic band condition, whereas the difference between chain and traditional barbell squats was not significant. This finding may be related to differences in the resistance profiles of the two variable-resistance modalities. Elastic bands generally provide progressively greater resistance as they stretch, whereas chains increase the external load as additional links are lifted from the floor (17). These loading characteristics may influence movement strategies and joint excursions during squatting. However, because joint moments, trunk inclination, and muscle activation were not measured, the mechanisms underlying

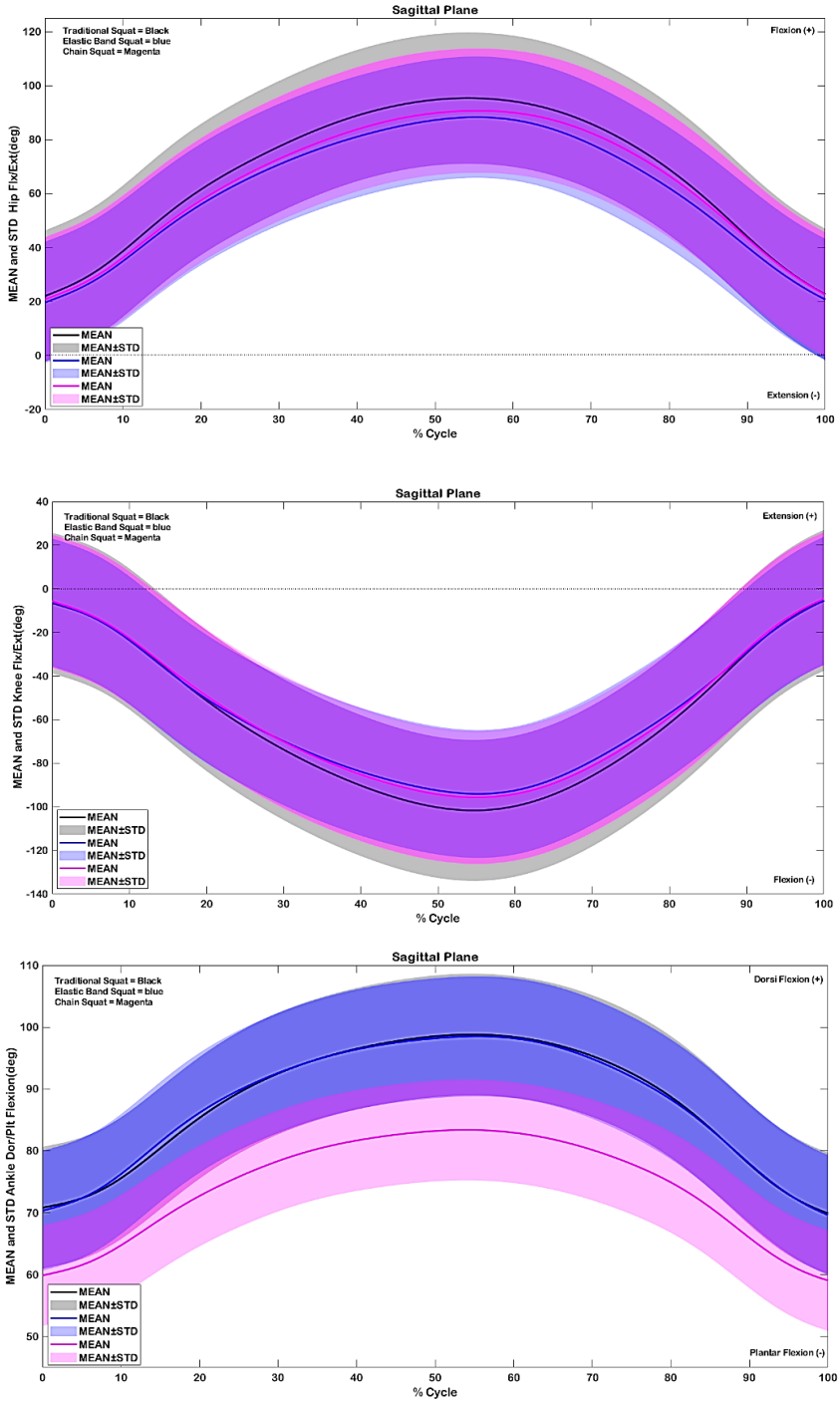


Fig. 4. Comparison of range of motion of the hip, knee, and ankle joints in the sagittal plane among three squat execution methods: traditional squat, elastic band squat, and chain squat

the observed reduction in hip ROM cannot be established from the present data (27–34). At the knee, both elastic band and chain squats were associated with significantly lower ROM than traditional barbell squats. Differences in resistance distribution throughout the movement may have contributed to these findings (4–26). For example, changes in external resistance during the descent

Table 2. Kinematic Variables of Lower Extremity Joints Across Three Squat Modalities

Joint	Variable	Traditional Barbell Squat	Barbell + Elastic Band Squat	Barbell + Chain Squat	F	P-Value	Effect Size (η^2)
Hip	Range of Motion (°)	75.65 ± 5.45	70.12 ± 5.87	71.33 ± 4.17	4.06	0.027*	0.32
	Angular Velocity (°/s)	3.10 ± 2.26	2.06 ± 1.48	2.21 ± 1.88	1.62	0.21	0.13
	Angular Acceleration (°/s^2)	261.43 ± 54.18	246.22 ± 62.06	254.07 ± 54.57	0.58	0.564	0.05
Knee	Range of Motion (°)	98.49 ± 6.34	90.59 ± 4.68	92.93 ± 4.54	7.84	0.002*	0.48
	Angular Velocity (°/s)	2.82 ± 3.33	2.11 ± 1.72	2.69 ± 1.78	0.52	0.60	0.04
	Angular Acceleration (°/s^2)	252.74 ± 74.74	265.04 ± 81.24	248.38 ± 82.21	0.29	0.75	0.02
Ankle	Range of Motion (°)	29.47 ± 4.37	29.57 ± 4.17	29.34 ± 3.93	0.05	0.95	0.04
	Angular Velocity (°/s)	1.31 ± 0.97	1.25 ± 0.91	1.39 ± 0.80	0.14	0.87	0.01
	Angular Acceleration (°/s^2)	68.82 ± 35.09	83.81 ± 29.45	70.95 ± 58.90	1.02	0.37	0.08

Note: *Values are presented as mean ± standard deviation. *Significant difference at $P < 0.05$.

and ascent phases could influence the depth or movement strategy adopted by participants. However, the present study did not directly measure joint loading, quadriceps activation, or resistance-related changes in neuromuscular control. Consequently, the reduced knee ROM should not be interpreted as evidence of lower knee joint stress or improved movement safety. In contrast, ankle ROM did not differ significantly among conditions. This finding suggests that sagittal-plane ankle excursion was relatively consistent across the three resistance modalities under the tested conditions, although the mechanisms responsible for this consistency remain uncertain (17, 35–38).

No statistically significant differences in hip angular velocity or angular acceleration were observed across resistance conditions. These findings indicate that the measured temporal characteristics of hip joint motion were broadly comparable under the three loading configurations. Previous research has emphasized the contribution of the hip extensors to squat performance and their capacity to generate substantial joint moments during loaded movements (4, 34, 39). Nevertheless, the present results do not establish whether muscular compensation or altered neuromuscular recruitment contributed to the absence of significant kinematic differences. Similarly, knee angular velocity and angular acceleration did not differ significantly among conditions. Although numerically higher angular acceleration values were observed in the elastic band condition, this difference was not statistically significant. Elastic bands modify external resistance as their length changes, potentially affecting the mechanical demands of different movement phases (17). However, without phase-specific analyses of joint angular acceleration, band tension, or joint moments, it is not possible to determine whether the observed numerical differences reflect a particular mechanical mechanism, such as elastic recoil or changes in acceleration near the sticking region (4, 18, 27).

At the ankle, angular velocity remained statistically comparable across conditions, whereas angular acceleration showed numerically higher values in the elastic band and chain conditions, particularly with elastic bands. Although these observations may warrant further investigation, they do not provide sufficient evidence that variable resistance increases ankle angular acceleration. The ankle contributes to lower-limb movement control and force transmission during squatting, and its kinematic behavior may be influenced by the interaction between external resistance, movement depth, and individual movement strategy (17, 35, 36, 39). Future studies incorporating phase-specific kinematic analyses, ground reaction forces, and inverse dynamics may help clarify whether different resistance profiles alter ankle joint mechanics. Although no externally imposed cadence was used, retrospective analysis indicated that participants completed each repetition in approximately 3 seconds, with each five-repetition set lasting approximately 15 seconds. This observation suggests that the participants maintained a relatively consistent self-selected movement tempo during testing (26). Their previous resistance training experience may have contributed to this consistency (7, 28). Nevertheless, similarity in average repetition duration does not necessarily establish equivalence in eccentric and concentric phase durations or eliminate

potential differences in movement timing between conditions. Therefore, the absence of externally controlled pacing should be considered when interpreting the findings. From a practical perspective, the results suggest that resistance modality may influence the joint ROM achieved during squatting. Traditional barbell squats were associated with greater hip ROM than elastic band squats and greater knee ROM than both variable-resistance conditions. These differences may be relevant when selecting exercises according to desired movement characteristics. However, the present study did not assess muscle hypertrophy, maximal strength adaptations, explosive performance, joint loading, or injury outcomes. Accordingly, the findings do not establish the superiority of any resistance modality for these objectives. In particular, the nonsignificant differences in angular acceleration should not be used to recommend elastic bands for improving explosive performance or chains for reducing joint stress during rehabilitation (18).

The present study has several limitations. First, the sample size was relatively small (n = 23), which may have limited the precision of the estimates and the ability to detect small differences in angular velocity and angular acceleration. Second, the absence of electromyographic measurements prevented direct assessment of muscle activation patterns. Third, the study included only physically active men, limiting generalizability to women, older adults, injured individuals, and athletes with different training backgrounds. Fourth, although participants maintained a relatively consistent self-selected tempo, movement cadence was not externally standardized. In addition, the fixed sequence of squat conditions may have introduced order-related effects, including fatigue or familiarization, despite the rest intervals provided. The study also had methodological strengths, including the within-subject comparison of three resistance conditions, the use of three-dimensional motion capture at 200 Hz, and the assessment of sagittal-plane kinematics at the hip, knee, and ankle. The variable-resistance conditions were designed to provide a 25% contribution from bands or chains at the top of the squat. Nevertheless, this loading prescription does not necessarily establish equivalent resistance profiles throughout the movement. Future investigations should quantify the actual resistance provided by bands and chains across the squat cycle, use randomized or counterbalanced condition orders, and incorporate electromyography, force-platform measurements, and inverse dynamics. Larger studies involving different populations and longitudinal interventions are also needed to determine whether the observed acute kinematic differences translate into meaningful training adaptations or functional outcomes.

Conclusion

The findings of this study demonstrated that the type of external resistance during squatting modulates the kinematic pattern of the lower extremity in a joint-specific and resistance-dependent manner. The traditional squat was more suitable for achieving maximal range of motion in the hip and knee joints and for developing strength across the full range of motion, whereas variable resistance methods, particularly the elastic band squat, were associated with a significant reduction in range of motion at the hip and knee joints; a characteristic that may be considered in rehabilitation settings or for the purpose of reducing joint stress at end-range positions. Despite the absence of statistically significant differences in angular velocity and angular acceleration among the squat conditions, an increasing trend in angular acceleration was observed at the knee and ankle joints in the elastic band squat and at the ankle joint in the chain squat, which may indicate the potential capacity of these methods for enhancing explosive performance. Furthermore, the lack of significant differences in angular velocity among the resistance conditions suggests that this variable is likely influenced more by the athletes' voluntary neuromuscular control than by the type of external resistance. Overall, the findings of this study indicate that the selection of the squat execution method should be made in accordance with training objectives, individual fitness level, and injury prevention considerations, so that while benefiting from the advantages of each method, the potential risks arising from excessive reduction or increase in joint loads are minimized.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was conducted in accordance with the principles of research ethics. All procedures were reviewed and approved by the Ethics Committee for Research Involving Human Subjects at Kharazmi University (Ethics Code: IR.KHU.REC.1403.153). Written informed consent was obtained from all participants prior to their participation in the study. All research procedures were performed in compliance with the principles of the Declaration of Helsinki, and the confidentiality and anonymity of all participants' data were maintained.

Funding

This study received no external funding and was fully self-funded by the author.

Authors' contributions

Behzad Yaghoubi Gorji: Conceptualization and study design; conducting the research; data analysis and interpretation; drafting the original manuscript; critical revision and editing of the manuscript.

Raghad Mimar: Conceptualization and study design; data analysis and interpretation; drafting the original manuscript; critical revision and editing of the manuscript.

Mehdi Khaleghi Tazji: Conceptualization and study design; data analysis and interpretation; drafting the original manuscript; critical revision and editing of the manuscript.

Mohammad Aziminia: Data analysis and interpretation; drafting the original manuscript; critical revision and editing of the manuscript. All authors read and approved the final version of the manuscript.

All authors read and approved the final version of the manuscript.

Conflicts of interest

The author declares no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

تأثیر مقاومت متغیر با استفاده از کش‌های الاستیک و زنجیر بر کینماتیک اندام تحتانی حین اجرای حرکت اسکوات: مقایسه با تمرین مقاومتی سنتی

بهزاد یعقوبی گرجی[۱]، رغد معمار*[۱]، مهدی خالقی تازجی[۱]، محمد عظیمی نیا[۱]

۱. گروه بیومکانیک و آسیبهای ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

Scan to read online

Citation: Yaghoubi Gorji B, Mimar R, Khaleghi Tazji M, Aziminia M. Effects of Variable Resistance Using Elastic Bands and Chains on Lower-Limb Kinematics During Squatting: A Comparison with Traditional Resistance Training. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4):920-944. https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.4.920

اطلاعات مقاله:

دریافت: ۶ اسفند ۱۴۰۴

پذیرش: ۷ مهر ۱۴۰۵

انتشار: ۲۹ آبان ۱۴۰۵

کلیدواژه‌ها:

اسکوات، مقاومت متغیر، کینماتیک، اندام تحتانی، مردان فعال

چکیده

هدف این مطالعه با هدف مقایسه تأثیر مقاومت‌های متغیر (باند الاستیک و زنجیر) بر کینماتیک اندام تحتانی در حین اسکوات با روش سنتی (هالتر) در مردان فعال انجام شد.

روش‌ها بیست‌وسه دانشجوی مرد فعال (سن: ۲/۴۳ ± ۲۱/۷۷ سال؛ جرم بدن: ۶/۲۷ ± ۷۲/۱۱ کیلوگرم؛ قد: ۵/۹۳ ± ۱۷۷/۴۴ سانتی‌متر؛ شاخص توده بدنی: ۱/۵۶ ± ۲۲/۸۸ کیلوگرم بر مترمربع) به‌صورت هدفمند انتخاب شدند. آزمودنی‌ها سه شرایط اسکوات (سنتی، باند الاستیک، زنجیر) را با شدت ۷۵ درصد یک تکرار بیشینه در سه ست پنج تکراری اجرا کردند. داده‌های کینماتیک سه‌بعدی با سیستم هشت‌دوربینه (۲۰۰ هرتز) ثبت و دامنه حرکتی، سرعت و شتاب زاویه‌ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در صفحه ساجیتال محاسبه شد. تحلیل داده‌ها با ANOVA با اندازه‌گیری تکراری انجام شد ($P<۰/۰۵$).

یافته‌ها دامنه حرکتی مفصل ران در اسکوات با باند الاستیک به‌طور معناداری کمتر از اسکوات سنتی بود ($P=۰/۰۴۷$). دامنه حرکتی زانو در هر دو روش باند الاستیک ($P=۰/۰۲۹$) و زنجیر ($P=۰/۰۰۴$) نسبت به سنتی کاهش معناداری یافت. در متغیرهای سرعت و شتاب زاویه‌ای هیچ‌یک از مفاصل تفاوت معناداری مشاهده نشد ($p>۰/۰۵$)؛ بااین‌حال، شتاب زاویه‌ای زانو و مچ پا در باند الاستیک و مچ پا در زنجیر روند افزایشی نشان داد.

نتیجه‌گیری نوع مقاومت بر کینماتیک اندام تحتانی اثر متفاوتی دارد. اگرچه باند و زنجیر ممکن است دامنه حرکتی را کاهش دهند، اما پتانسیل افزایش شتاب زاویه‌ای در زانو و مچ پا را دارند که می‌تواند در طراحی برنامه‌های توان‌بخشی و عملکردی مورد توجه قرار گیرد.

* **نویسنده مسئول:**

رغد معمار

rmimar@khu.ac.ir

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

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

مقدمه

اسکوات یکی از بنیادی‌ترین و درعین‌حال پیچیده‌ترین الگوهای حرکتی در تمرینات مقاومتی است که بیش از ۲۰۰ عضله از اندام تحتانی و تنه را درگیر می‌کند (۲,۱). این حرکت نه‌تنها به‌عنوان تمرینی مؤثر برای تقویت عضلات بازکننده مفاصل ران و زانو شناخته می‌شود، بلکه به‌عنوان یکی از ابزارهای مهم ارزیابی قدرت اندام تحتانی در رشته‌هایی مانند وزنه‌برداری و پاورلیفتینگ نیز مورد استفاده قرار می‌گیرد (۳,۲). علاوه بر توسعه قدرت، اجرای اسکوات می‌تواند عملکرد انفجاری، از جمله پرش و سرعت را بهبود بخشد و به‌طور گسترده در تمرینات اصلاحی و برنامه‌های توان‌بخشی پس از آسیب‌های مفصلی مورد استفاده قرار گیرد (۵,۴). بااین‌حال، اجرای نادرست این حرکت، به‌ویژه با بارهای سنگین، می‌تواند خطر بروز آسیب‌هایی نظیر کشیدگی‌های عضلانی، پیچ‌خوردگی رباط‌ها و مشکلات دیسک‌های بین‌مهره‌ای را افزایش دهد؛ بنابراین، بررسی دقیق بیومکانیکی این حرکت ضروری است (۴,۲).

اسکوات با هالتر از پشت همچنان یکی از رایج‌ترین شیوه‌های افزایش قدرت اندام تحتانی محسوب می‌شود. این حرکت همچنین از طریق پدیده توانمندسازی پس‌فعالی که به افزایش موقت توان عضلانی پس از انقباضات بیشینه اشاره دارد، می‌تواند عملکرد انفجاری را بهبود بخشد (۶). بااین‌حال، اسکوات با وزنه آزاد سنتی دارای محدودیت‌های بیومکانیکی است؛ زیرا بار خارجی ثابت الزاماً با روابط زاویه–گشتاور فرد در طول دامنه حرکت مطابقت ندارد و ممکن است در بخشی از مسیر حرکت، موسوم به نقطه‌ی گیر موجب کاهش سرعت یا حتی توقف حرکت شود (۷). برای رفع این محدودیت، استفاده از تمرینات مقاومتی متغیر با بهره‌گیری از باندهای الاستیکی یا زنجیرها به‌عنوان راهبردی برای تطبیق بهتر مقاومت با منحنی افزایش قدرت و عبور از نقاط گیر پیشنهاد شده است (۹,۸). باندهای الاستیکی مقاومتی با الگوی منحنی و افزایشی، مقاومتی ایجاد می‌کنند که در بخش بالایی حرکت به بیشترین مقدار می‌رسد، درحالی‌که زنجیرها با جدا شدن تدریجی حلقه‌ها از سطح زمین، بار را به‌صورت خطی افزایش می‌دهند. هر دو شیوه در مطالعات پیشین با بهبود قدرت، توان و فعال‌سازی عضلات تثبیت‌کننده همراه بوده‌اند (۱۰,۸). متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی، شامل دامنه حرکتی، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای، ارتباط مستقیمی با عملکرد ورزشی و خطر آسیب دارند (۱۰,۲). این متغیرها علاوه بر تعیین الگوهای حرکتی، می‌توانند بر متغیرهای کینتیکی، از جمله نیروها و گشتاورهای مفصلی، تأثیرگذار باشند (۴). برای مثال، تغییرات سرعت زاویه‌ای مفصل زانو بر نرخ توسعه نیرو که یکی از عوامل تعیین‌کننده حرکات انفجاری مانند پرش و تغییر جهت است، تأثیر می‌گذارد (۱۱,۱۰). همچنین، شتاب زاویه‌ای بازتابی از بارگذاری دینامیکی مفصل است و می‌تواند به‌عنوان یکی از شاخص‌های مرتبط با خطر آسیب مورد توجه قرار گیرد (۱۳,۱۲). ازاین‌رو، شناخت چگونگی تأثیر تمرینات مقاومتی متغیر بر این پارامترهای کینماتیکی برای طراحی برنامه‌های تمرینی هدفمند ضروری است (۱۴,۶).

لی و همکاران (۲۰۲۵) نشان دادند که تمرینات مقاومتی متغیر در بلندمدت، در مقایسه با تمرینات سنتی، موجب بهبود بیشتر قدرت بیشینه و عملکرد پرش می‌شوند و بیشترین سازگاری‌های حاد در درصد بارگذاری مقاومتی متغیر بین ۲۱ تا ۳۷ درصد از کل بار مشاهده می‌شود (۱۵). یان و همکاران (۲۰۲۵) با تمرکز اختصاصی بر حرکت اسکوات گزارش کردند که باندهای الاستیکی برای توسعه قدرت بیشینه مؤثرتر هستند، درحالی‌که زنجیرها در بهبود توان انفجاری برتری دارند؛ همچنین بیشترین مزایا در افراد تمرین‌کرده، طی دوره‌های تمرینی کوتاه‌مدت (کمتر از ۸ هفته) و با فراوانی پایین (حداکثر ۲ جلسه در هفته) مشاهده شد (۱۶). در سطح مفصلی نیز، هر دو روش اسکوات با باند و زنجیر در مقایسه با اسکوات با هالتر موجب کاهش گشتاورهای ستون فقرات کمری می‌شوند؛ بااین‌حال، باندها کاهش بیشتری در گشتاور کمری ایجاد می‌کنند، درحالی‌که زنجیرها موجب افزایش بیشتر توان کانسنتریک مفصل ران می‌شوند (۱۷). افزون بر این، وو و همکاران (۲۰۲۵) نشان دادند که اسکوات سنگین با زنجیر (۹۰ درصد 1RM و ۲۰

درصد VRLP) به‌طور حاد عملکرد پرش عمودی با حرکت متقابل را از طریق افزایش ایمپالس و توان اوج بهبود می‌دهد و دوره استراحت بهینه پس از مداخله بین ۴ تا ۸ دقیقه استراحت گزارش شد (۱۸). این یافته‌ها بیانگر پاسخ‌های عصبی‌عضلانی و بیومکانیکی متفاوت ناشی از انواع مختلف تمرینات مقاومتی متغیر است.

با وجود پیشرفت‌های صورت‌گرفته، همچنان یک خلأ پژوهشی قابل توجه وجود دارد؛ به‌گونه‌ای که تاکنون مطالعه‌ای به‌طور هم‌زمان هر سه روش اسکوات شامل اسکوات با هالتر، اسکوات با هالتر و باند الاستیکی و اسکوات با هالتر و زنجیر را از نظر مجموعه متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی، شامل دامنه حرکتی، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در صفحه ساجیتال، مقایسه نکرده است. بیشتر مطالعات پیشین تنها یک نوع مقاومت متغیر یا تعداد محدودی از پیامدهای کینماتیکی را بررسی کرده‌اند. با توجه به اینکه این متغیرها نقش اساسی در عملکرد توانی و انفجاری دارند، انجام یک مقایسه جامع می‌تواند شواهد لازم برای کمک به مربیان و ورزشکاران در انتخاب مناسب‌ترین ابزار مقاومتی متناسب با اهدافی مانند افزایش قدرت بیشینه، توان انفجاری، هایپرتروفی یا ثبات، همراه با کاهش خطر آسیب، فراهم کند؛ بنابراین، هدف اصلی پژوهش حاضر، مقایسه تأثیر سه روش اسکوات سنتی، اسکوات با باند الاستیکی و اسکوات با زنجیر بر متغیرهای کینماتیکی منتخب شامل دامنه حرکتی، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در مردان فعال حین اجرای اسکوات در صفحه ساجیتال بود. نتایج این پژوهش می‌تواند شواهد مبتنی بر داده‌ای را برای انتخاب بهینه شیوه‌های مختلف مقاومت متناسب با اهداف عملکردی تمرین فراهم کند (۱۹).

روش‌ها

طرح مطالعه

این پژوهش از نوع نیمه‌تجربی با طرح مقایسه‌ای درون‌آزمودنی و با هدف کاربردی بود. جامعه آماری پژوهش را دانشجویان مرد فعال دانشگاه خوارزمی تشکیل دادند (جدول ۱). با استفاده از نرم‌افزار G*Power و با در نظر گرفتن سطح معناداری α=۰/۰۵ و توان آزمون ۰/۸، تعداد ۲۳ مرد فعال به‌صورت داوطلبانه در پژوهش شرکت کردند. تمامی مراحل پژوهش توسط کمیته اخلاق در پژوهش‌های انسانی دانشگاه خوارزمی بررسی و با کد اخلاق IR.KHU.REC.1403.153 تأیید شد.

آزمودنی‌ها

معیارهای ورود به مطالعه شامل دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال (سن: ۲/۴۳ ± ۲۱/۷۷ سال؛ جرم بدن: ۶/۲۷ ± ۷۲/۱۱ کیلوگرم؛ قد: ۵/۹۳ ± ۱۷۷/۴۴ سانتی‌متر؛ شاخص توده بدنی: ۱/۵۶ ± ۲۲/۸۸ کیلوگرم بر مترمربع)، کسب امتیاز ۱۳ تا ۱۵ در پرسشنامه فعالیت بدنی بائک (BHPAQ) که نشان‌دهنده سطح فعالیت بدنی بالا است، نداشتن سابقه آسیب اسکلتی‌عضلانی طی شش ماه پیش از پژوهش، آشنایی اولیه با حرکت اسکوات و حداقل سه سال سابقه تمرینات مقاومتی بود. این معیارها با هدف اطمینان از اجرای صحیح تکنیک، کنترل عصبی‌عضلانی مناسب و اجرای ایمن حرکت اسکوات در هر سه شرایط آزمایشی در نظر گرفته شدند. همچنین، آزمودنی‌ها در طول دوره پژوهش نباید از مکمل‌ها یا داروهای مؤثر بر عملکرد عصبی‌عضلانی استفاده می‌کردند. معیارهای خروج از مطالعه شامل سابقه شکستگی، جراحی یا بیماری‌های مفصلی در ستون فقرات و اندام‌های تحتانی، آسیب‌های ساختاری

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد مشخصات دموگرافیکی آزمودنی‌ها

گروه	تعداد (نفر)	سن (سال)	جرم (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	BM (Kg/m²)
مردان فعال	۲۳	۲/۴۳ ± ۲۱/۷۷	۶/۲۷ ± ۷۲/۱۱	۵/۹۳ ± ۱۷۷/۴۴	۱/۵۶ ± ۲۲/۸۸

مؤثر بر اندام‌های فوقانی یا تحتانی، وجود درد یا التهاب فعال در زمان آزمون، بیماری‌های سیستمیک مؤثر بر عملکرد حرکتی و هرگونه وضعیت پزشکی که اجرای صحیح حرکت اسکوات را با مشکل مواجه کند، بود. آزمودنی‌ها می‌توانستند در هر مرحله از پژوهش از ادامه مطالعه انصراف دهند و در صورت بروز هرگونه ناراحتی یا درد در طول پروتکل، فرایند آزمون متوقف می‌شد. پای غالب اندام تحتانی آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون ترجیح پا، شامل شروع راه‌رفتن و شوت‌کردن توپ، تعیین شد و در تمامی افراد، پای راست به‌عنوان پای غالب شناسایی شد. آزمودنی‌های این پژوهش در پرسشنامه فعالیت بدنی بائک امتیاز ۱۳ تا ۱۵ را کسب کردند که نشان‌دهنده سطح فعالیت بدنی بالا بود و روایی و پایایی این پرسشنامه در مطالعات داخلی و بین‌المللی تأیید شده است (۳۱،۳۰).

پروتکل اجرا

ابتدا، پیش از شروع فرایند آزمون، توضیحات لازم در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه خوارزمی به آزمودنی‌ها ارائه شد تا با تجهیزات تحلیل حرکت بیومکانیکی، روند اجرای آزمون و نحوه صحیح اجرای حرکت آشنا شوند. سپس از آزمودنی‌ها خواسته شد پرسشنامه اطلاعات فردی و فرم رضایت‌نامه آگاهانه را در صورت تمایل به شرکت در پژوهش تکمیل کنند. برای تعیین شاخص‌های آنتروپومتریک، اندازه‌گیری قد با استفاده از قدسنج دیجیتال ایستاده (InBody BSM170، ژاپن) و اندازه‌گیری وزن با استفاده از ترازوی هوشمند شیائومی (Mi-Smart-Scale2، چین) انجام شد (۲۰). ترکیب بدن نیز با استفاده از دستگاه آنالیز ترکیب بدن (InBody 770، ژاپن) ارزیابی شد. پای غالب عملکردی آزمودنی‌ها نیز با پرسش از آنها درباره پایی که برای شوت‌کردن توپ استفاده می‌کنند، تعیین شد (۲۱).

برای ثبت داده‌های کینماتیکی حرکت اسکوات، از یک سیستم تحلیل حرکت پرسرعت هشت‌دوربینه (Motion Analysis Corporation، Kestrel، کالیفرنیا، ایالات متحده آمریکا) استفاده شد. داده‌های سه‌بعدی مسیر حرکت مارکرها با استفاده از مارکرهای بازتابنده ۱۴ میلی‌متری و با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز ثبت شدند (۱). برای اندام تحتانی هر آزمودنی از مدل مارکر CODA، مطابق شکل ۱، استفاده شد (۲۲). بر اساس مدل تعریف‌شده، مارکرها با استفاده از چسب دوطرفه بر روی سر متاتارس اول و پنجم، قسمت خلفی پاشنه، پا، قوزک‌های داخلی و خارجی، چهار مارکر خوشه‌ای برای قطعات ساق و ران، اپی‌کندیل‌های داخلی و خارجی استخوان ران، سر استخوان ران، خار خاصره‌ای قدامی فوقانی (ASIS)، خار خاصره‌ای خلفی فوقانی (PSIS) و همچنین دو مارکر در دو انتهای هالتر نصب شدند. آرایش دوربین‌ها به‌گونه‌ای بود که در هر لحظه، تمامی مارکرها حداقل توسط دو دوربین قابل مشاهده باشند (۲۲). به‌منظور ثبت داده‌های کینماتیکی سه‌بعدی، دوربین‌ها پیش از جلسه آزمون هر آزمودنی کالیبره شدند. به‌منظور پیشگیری از آسیب در حین اجرای حرکت اسکوات، پیش از آزمون هر آزمودنی یک گرم‌کردن عمومی پنج دقیقه‌ای شامل دویدن با سرعت ۴ متر بر ثانیه روی تردمیل و حرکات پویا مانند اسکوات با وزن بدن انجام داد. همچنین، پیش از شروع آزمون اصلی، هر آزمودنی یک ست اسکوات شامل ۱۰ تکرار با ۵۰ درصد یک تکرار بیشینه (1RM) اجرا کرد (۲۳).

پس از کالیبراسیون استاتیک و دینامیک دوربین‌های سیستم تحلیل حرکت، هر آزمودنی سه شرایط اسکوات را با ترتیب ثابت شامل اسکوات با هالتر سنتی (TS)، اسکوات با هالتر و باند الاستیکی (EBS) و اسکوات با هالتر و زنجیر (CS) اجرا کرد. در هر شرایط، سه ست پنج تکراری با شدت ۷۵ درصد 1RM اجرا شد و باندهای الاستیکی و زنجیرها در بخش بالایی حرکت، هر کدام ۲۵ درصد از کل بار را تأمین کردند. بین تمامی ست‌ها و همچنین بین شرایط آزمایشی، پنج دقیقه استراحت در نظر گرفته شد تا خستگی و اثرات انتقالی به حداقل رسیده و قابلیت مقایسه داده‌ها حفظ شود (۲۳). پس از انتخاب وزن مناسب، قرارگیری صحیح در مرکز رک



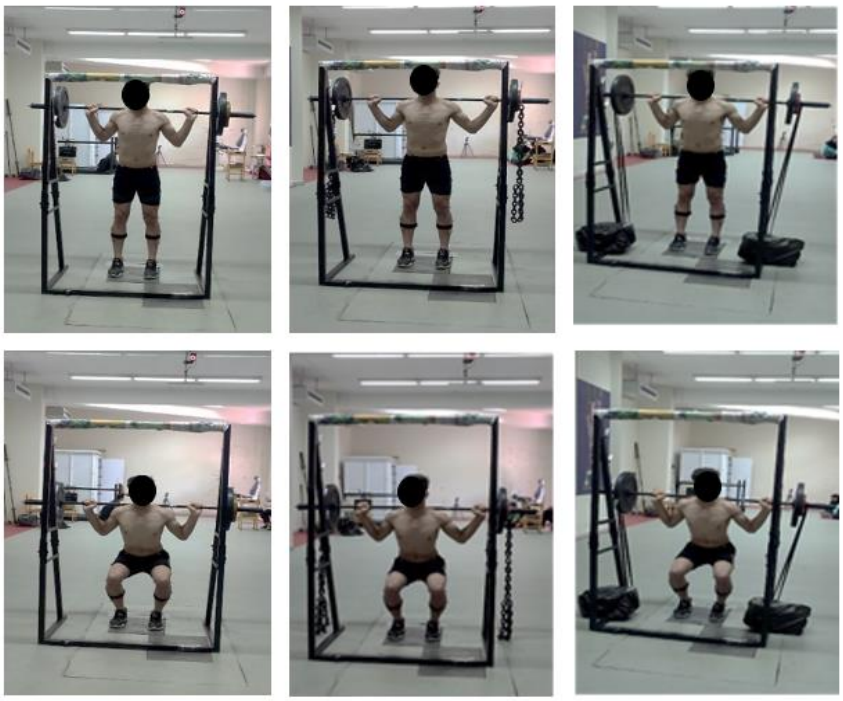
شکل ۱. مدل مارکرست CODA



شکل ۲. تجهیزات استفاده شده برای اجرای مهارت اسکوات در سه حالت متفاوت

اسکوات، گرفتن هالتر با هر دو دست و حفظ فاصله پاها برابر با عرض لگن و فاصله دست‌ها برابر با عرض شانه، آزمودنی‌ها حرکت اسکوات را از وضعیت ایستاده تا نقطه‌ای اجرا کردند که ران‌ها موازی سطح افق قرار می‌گرفتند (شکل ۲ و ۳) (۲۳,۲۲). با توجه به اینکه حرکت اسکوات دارای ریتم طبیعی، هماهنگ و فردی است، ریتم ثابت و اجباری برای اجرای حرکت تعیین نشد (۲۴). از آزمودنی‌ها خواسته شد هر تکرار را با سرعتی ثابت و خود انتخاب‌شده و با حداقل مکث در نقاط انتهایی حرکت اجرا کنند (۲۵,۱۷). به‌منظور ایجاد راهبرد سرعتی کنترل‌شده و قابل تکرار و دستیابی به ریتم پایدار، آزمودنی‌های دارای سابقه مناسب تمرینات مقاومتی، پیش از ثبت داده‌های اصلی چندین تکرار تمرینی اجرا کردند تا ریتم حرکتی ثابتی در آنها ایجاد شود (۲۶,۷). اگرچه از مترونوم استفاده نشد، ثبات سرعت خود انتخاب‌شده به‌صورت پس‌نگر با تحلیل مدت زمان هر تکرار بر اساس جابه‌جایی عمودی مارکر قرارگرفته روی تروکانتر بزرگ بررسی شد تا اطمینان حاصل شود تغییرپذیری بین آزمودنی‌ها و بین ست‌ها حداقل بوده است.

در این پژوهش از چهار نوع باند الاستیکی راگ مونستر با رنگ‌های نارنجی، قرمز، آبی و سبز (به‌ترتیب از کمترین تا بیشترین مقاومت) استفاده شد. طول تمامی باندها ۱۰۰ سانتی‌متر و ضخامت آنها ۰/۵ سانتی‌متر بود؛ بااین‌حال، عرض و میزان مقاومت آن‌ها در کشش ۱۰۰ درصد متفاوت بود: باند نارنجی (عرض ۱/۵ سانتی‌متر، مقاومت ۸ کیلوگرم)، باند قرمز (عرض ۳ سانتی‌متر، مقاومت ۱۳/۵ کیلوگرم)، باند آبی (عرض ۴/۵ سانتی‌متر، مقاومت ۱۸ کیلوگرم) و باند سبز (عرض ۶/۵ سانتی‌متر، مقاومت ۲۹/۵ کیلوگرم). باند مورد استفاده برای هر آزمودنی بر اساس وزن کل بار جابه‌جاشده در بخش بالایی حرکت و به‌گونه‌ای انتخاب شد که مقاومت



شکل ۳. نمای ایستاده و پایین‌ترین نقطه اجرای حرکت اسکوات با هالتر از پشت در سه حالت: اسکوات سنتی، اسکوات با باند الاستیکی و اسکوات با زنجیر

باند در کشش ۱۰۰ درصد، معادل ۲۵ درصد از کل بار (شامل وزن هالتر و وزنه‌ها به‌علاوه سهم باند) باشد. به این ترتیب، برای هر آزمودنی باندی انتخاب شد که مقاومت آن در کشش کامل، با ۲۵ درصد بار کل جابه‌جاشده در بالای حرکت مطابقت داشته باشد. در مواردی که مقاومت یک باند به‌تنهایی کافی نبود، از ترکیب دو باند با مقاومت‌های متفاوت استفاده شد تا مجموع مقاومت آنها در کشش ۱۰۰ درصد، دقیقاً ۲۵ درصد بار کل را تأمین کند؛ بنابراین، انتخاب باند برای همه آزمودنی‌ها یکسان نبود و بر اساس وزن هالتر و یک تکرار بیشینه فرد تعیین می‌شد. برای ایجاد مقاومت متغیر مبتنی بر زنجیر نیز از زنجیرهای فولادی گالوانیزه استفاده شد. وزن هر حلقه زنجیر یک کیلوگرم بود. جرم کل زنجیر برای هر آزمودنی بر اساس ۲۵ درصد از کل بار جابه‌جاشده در بخش بالایی حرکت محاسبه شد. به این معنا که ابتدا وزن کل بار (هالتر و وزنه‌ها) تعیین شد، سپس ۲۵ درصد از این وزن به‌عنوان سهم زنجیر محاسبه گردید و بر همین اساس، تعداد حلقه‌های مورد نیاز (هر حلقه ۱ کیلوگرم) انتخاب و به یکدیگر متصل شدند تا مجموعه‌ای با جرم متناسب با هر آزمودنی تشکیل شود. زنجیرها با استفاده از رابط به قسمت انتهای هالتر متصل شدند.

پردازش و آنالیز داده‌ها

مدل‌سازی اسکلتی، برچسب‌گذاری مارکرها و تکمیل شکاف‌های موجود در مسیر حرکت مارکرها با استفاده از درون‌یابی خطی در نرم‌افزار Cortex(Cortex-64 8.1.0.2017) انجام شد. پس از جمع‌آوری داده‌ها، ابتدا صحت نمونه‌برداری و روایی محتوایی داده‌ها در مقایسه با دانش پیشین بررسی شد. سپس، به‌منظور حذف نویز احتمالی، داده‌های خام با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باتروورث مرتبه چهارم با فرکانس قطع ۶ هرتز فیلتر شدند. انتخاب فرکانس قطع بر اساس مطالعات پیشین در زمینه تحلیل کینماتیک اسکوات انجام شد (۲۷). برای هر آزمودنی، هر یک از سه شرایط اسکوات در سه ست پنج تکراری اجرا شد؛ بنابراین در هر شرایط، ۱۵ تکرار ثبت شد. هر تکرار به‌عنوان یک کوشش آزمایشی در نظر گرفته شد. به‌منظور ایجاد سری زمانی، چرخه‌های حرکت با استفاده از

جابه‌جایی عمودی مارکر قرارگرفته روی تروکانتر بزرگ شناسایی شدند. سری زمانی هر چرخه با استفاده از درون‌یابی اسپلاین به ۱۰۱ نقطه داده در محدوده ۰ تا ۱۰۰ درصد چرخه حرکت نرمال‌سازی شد تا داده‌ها استاندارد شده و امکان مقایسه بین آزمودنی‌ها فراهم شود (۲۸,۲۱). در نهایت، متغیرهای کینماتیکی شامل دامنه حرکتی، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در صفحه ساجیتال با استفاده از زوایای اویلر–کاردان و با توالی چرخش X-Y-Z، در نرم‌افزار متلب (R2021a؛ MathWorks Inc., Natick, MA, USA) محاسبه شدند (۲۹,۲۲). میانگین مقادیر این متغیرها در ۱۵ تکرار محاسبه و به‌عنوان عملکرد نماینده هر آزمودنی در هر شرایط اسکوات مورد استفاده قرار گرفت. به‌منظور ارزیابی پایایی درون‌ارزیاب، ضریب همبستگی درون‌طبقه‌ای (ICC) با استفاده از مدل دوطرفه اثرات تصادفی و توافق مطلق محاسبه شد. مقادیر ICC بیشتر از ۰/۹۰ نشان‌دهنده پایایی اندازه‌گیری عالی در نظر گرفته شدند.

تجزیه‌وتحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو–ویلک بررسی شد (P>۰/۰۵) و آمار توصیفی به‌صورت میانگین ± انحراف معیار ارائه شد. پیش از انجام تحلیل‌های استنباطی، فرض همگنی واریانس‌ها با استفاده از آزمون لون بررسی شد (P<۰/۰۵). تفاوت بین سه شرایط اجرای اسکوات با استفاده از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر بررسی شد. در صورت مشاهده اثر اصلی معنادار، مقایسه‌های زوجی با استفاده از آزمون تعقیبی بونفرونی و با تعدیل سطح معناداری انجام شد. اندازه اثر به‌صورت مجذور اتا (η^2) محاسبه و گزارش شد. تمامی تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار اس.پی.اس.اس نسخه ۲۷ (IBM Corp., Armonk, NY, USA) انجام شد و سطح معناداری آماری برابر با α=۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

به‌منظور بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو_ویلک استفاده شد و نتایج نشان داد که توزیع تمامی متغیرهای مورد بررسی نرمال بود (P > ۰/۰۵). نتایج تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر یک‌طرفه نشان داد که بین سه روش اجرای اسکوات از نظر دامنه حرکتی مفصل ران تفاوت معناداری وجود داشت (P = ۰/۰۲۷). نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که این تفاوت معنادار ناشی از کاهش دامنه حرکتی مفصل ران در روش اسکوات با باند الاستیکی (۵/۸۷ ± ۷۰/۱۲ درجه) در مقایسه با اسکوات سنتی (۵/۴۵ ± ۷۵/۶۵ درجه) بود (P = ۰/۰۴۷). همچنین، بین سه روش اجرا از نظر دامنه حرکتی مفصل زانو تفاوت معناداری مشاهده شد (P = ۰/۰۰۲). (شکل ۴). نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که دامنه حرکتی مفصل زانو در هر دو روش اسکوات با باند الاستیکی (۴/۶۸ ± ۹۰/۵۹ درجه) و اسکوات با زنجیر (۴/۵۴ ± ۹۲/۹۳ درجه) به‌طور معناداری کمتر از روش اسکوات سنتی (۳۴/۶ ± ۹۸/۴۹ درجه) بود (به ترتیب P = ۰/۰۲۹ و P = ۰/۰۰۴). در مقابل، در دامنه حرکتی مفصل مچ پا بین سه روش تفاوت معناداری مشاهده نشد (P = ۰/۹۵۲). در بررسی سرعت و شتاب زاویه‌ای، تفاوت معناداری بین سه روش اجرای اسکوات در مفاصل ران، زانو و مچ پا مشاهده نشد (P > ۰/۰۵). نتایج تحلیل اندازه اثر نشان داد که دامنه حرکتی مفصل زانو بیشترین تأثیرپذیری را از نوع مقاومت خارجی داشت و اندازه اثر آن ۰/۴۸ بود. دامنه حرکتی مفصل ران نیز اندازه اثر متوسط تا بزرگ معادل ۰/۳۲ را نشان داد. اندازه اثر سایر متغیرها کمتر از ۰/۱۴ بود که نشان‌دهنده تأثیر پایین نوع مقاومت خارجی بر این متغیرها و همسو با عدم وجود تفاوت آماری معنادار در این متغیرها بود (جدول ۲).

جدول ۲. شاخص‌های کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی در سه شیوه اجرای حرکت اسکوات

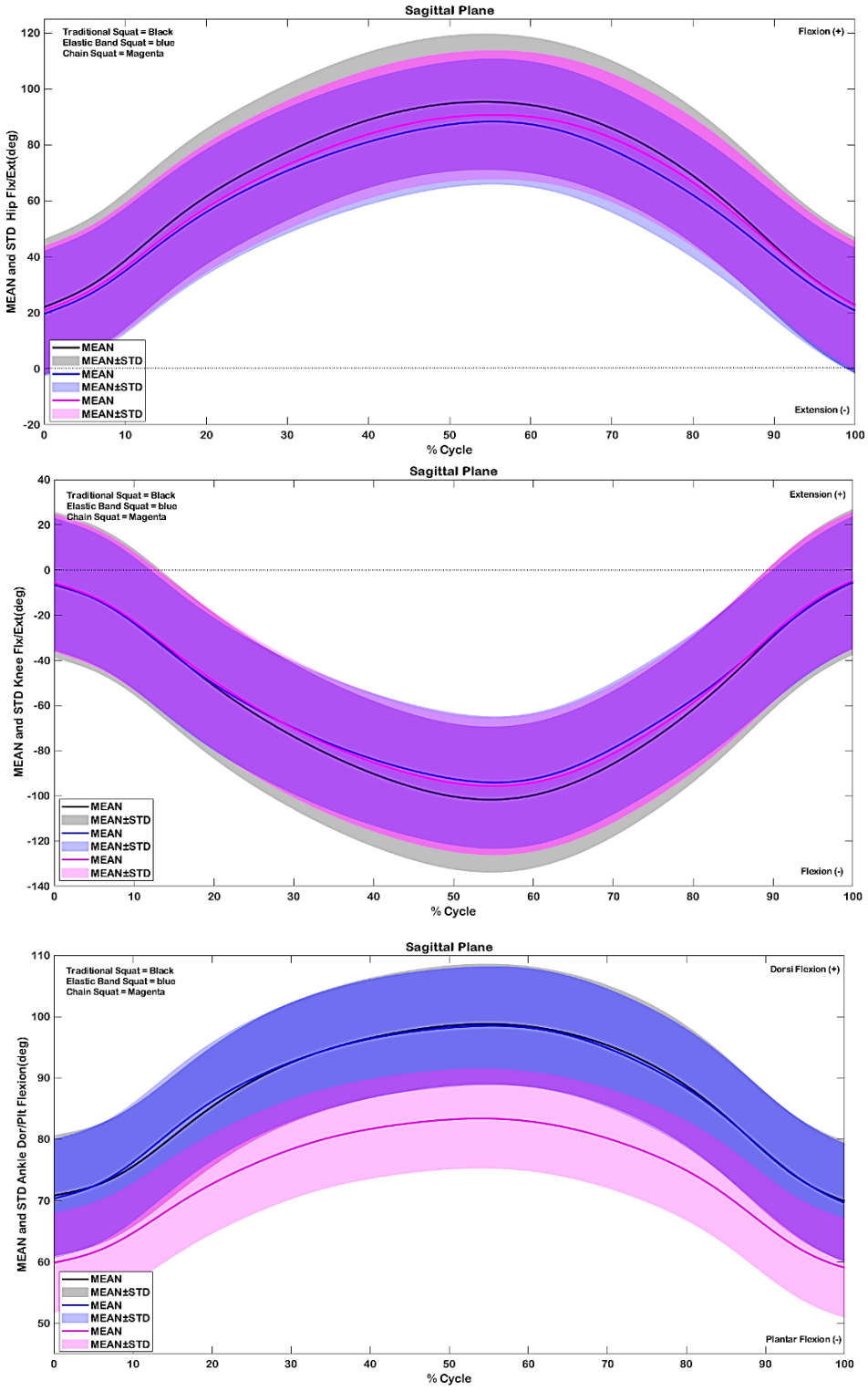
مفصل	متغیر	اسکوات با هالتر	اسکوات با هالتر + باند الاستیکی	اسکوات با هالتر + زنجیر	F	P-Val ue	اندازه اثر (η^2)
ران	دامنه حرکتی (درجه)	۷۵/۶۵ ± ۵/۴۵	۷۰/۱۲ ± ۵/۸۷	۷۱/۳۳ ± ۴/۱۷	۴/۰۶	۰/۰۲۷ *	۰/۳۲
	سرعت زاویه‌ای (درجه/ثانیه)	۳/۱۰ ± ۲/۲۶	۲/۰۶ ± ۱/۴۸	۲/۲۱ ± ۱/۸۸	۱/۶۲	۰/۲۱	۰/۱۳
	شتاب زاویه‌ای (درجه/ثانیه^2)	۲۶۱/۴۳ ± ۵۴/۱۸	۲۴۶/۲۲ ± ۶۲/۰۶	۲۵۴/۰۷ ± ۵۴/۵۷	۰/۵۸	۰/۵۶۴	۰/۰۵
زانو	دامنه حرکتی (درجه)	۹۸/۴۹ ± ۶/۳۴	۹۰/۵۹ ± ۴/۶۸	۹۲/۹۳ ± ۴/۵۴	۷/۸۴	۰/۰۰۲ *	۰/۴۸
	سرعت زاویه‌ای (درجه/ثانیه)	۲/۸۲ ± ۳/۳۳	۲/۱۱ ± ۱/۷۲	۲/۶۹ ± ۱/۷۸	۰/۵۲	۰/۶۰	۰/۰۴
	شتاب زاویه‌ای (درجه/ثانیه^2)	۲۵۲/۷۴ ± ۷۴/۷۴	۲۶۵/۰۴ ± ۸۱/۲۴	۲۴۸/۳۸ ± ۸۲/۲۱	۰/۲۹	۰/۷۵	۰/۰۲
مچ‌پا	دامنه حرکتی (درجه)	۲۹/۴۷ ± ۴/۳۷	۲۹/۵۷ ± ۴/۱۷	۲۹/۳۴ ± ۳/۹۳	۰/۰۵	۰/۹۵	۰/۰۴
	سرعت زاویه‌ای (درجه/ثانیه)	۱/۳۱ ± ۰/۹۷	۱/۲۵ ± ۰/۹۱	۱/۳۹ ± ۰/۸۰	۰/۱۴	۰/۸۷	۰/۰۱
	شتاب زاویه‌ای (درجه/ثانیه^2)	۶۸/۸۲ ± ۳۵/۰۹	۸۳/۸۱ ± ۲۹/۴۵	۷۰/۹۵ ± ۵۸/۹۰	۱/۰۲	۰/۳۷	۰/۰۸

* تفاوت معنی‌دار در سطح $P < ۰/۰۵$، اندازه اثر بر اساس مجذور اتا (η^2) محاسبه شده و مقادیر ۰/۰۱، ۰/۰۶ و ۰/۱۴ به ترتیب نشان‌دهنده اندازه اثر کوچک، متوسط و بزرگ هستند (کوهن، ۱۹۸۸)

بحث

دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی یکی از شاخص‌های کلیدی کینماتیکی در ارزیابی کیفیت اجرای حرکت اسکوات است و نقش مهمی در توزیع بار مکانیکی، هماهنگی بین‌مفصلی و کاهش خطر آسیب دارد (۲). نوع مقاومت خارجی و الگوی بارگذاری، به‌ویژه در روش‌های اسکوات با مقاومت متغیر مانند باندهای الاستیکی و زنجیرها، می‌تواند دامنه حرکتی مفاصل ران، زانو و مچ پا را در مراحل مختلف حرکت تعدیل کند (۳۲,۱۰). یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که استفاده از مقاومت متغیر، الگوی کینماتیکی اندام تحتانی را به‌صورت مفصل‌محور و وابسته به نوع مقاومت تغییر می‌دهد؛ به‌گونه‌ای که دامنه حرکتی مفاصل ران و زانو کاهش یافت، درحالی‌که دامنه حرکتی مچ پا ثابت باقی ماند و روند افزایشی شتاب زاویه‌ای در مفاصل زانو و مچ پا مشاهده شد.

کاهش دامنه حرکتی مفصل ران تنها در شرایط اسکوات با باند الاستیکی معنادار بود، درحالی‌که در شرایط اسکوات با زنجیر کاهش غیرمعناداری مشاهده شد. این تفاوت را می‌توان به الگوی مقاومت ایجادشده نسبت داد؛ باندهای الاستیکی مقاومتی غیرخطی و افزایشی ایجاد می‌کنند که در بخش بالایی حرکت اسکوات به بیشترین مقدار می‌رسد (۱۷). در مرحله کانسنتریک، افزایش مقاومت باند می‌تواند گشتاور خم‌کننده مخالف بیشتری در مفصل ران ایجاد کند و فرد را وادار کند برای حفظ ثبات تنه و جلوگیری از خم‌شدن بیش‌ازحد تنه به جلو، میزان خم‌شدن انتهایی مفصل را محدود کند (۳۳). در مقابل، افزایش خطی بار در اسکوات با زنجیر محدودیت کمتری در شروع مرحله صعود ایجاد می‌کند و در نتیجه کاهش دامنه حرکتی کوچک‌تر و غیرمعناداری مشاهده می‌شود (۳۴,۲۵). در مفصل زانو، هر دو روش مقاومت متغیر، یعنی اسکوات با باند الاستیکی و اسکوات با زنجیر، در مقایسه با اسکوات سنتی موجب کاهش معنادار دامنه حرکتی شدند. دو سازوکار متفاوت می‌تواند این یافته را توضیح دهد: نخست، کشش غیرخطی باند در شرایط باند الاستیکی در نزدیکی ناحیه نقطه گیر، یعنی حدود ۸۰ تا ۹۰ درجه خم‌شدن زانو، به اوج می‌رسد که نیاز به فعال‌سازی بیشتر عضلات چهارسر ران را ایجاد می‌کند و هم‌زمان ممکن است با محدود کردن خم‌شدن انتهایی، از افزایش بیش‌ازحد تنش مفصلی جلوگیری کند (۲۴,۴). دوم، افزایش تدریجی بار در شرایط زنجیر طی مرحله صعود می‌تواند راهبرد محافظه‌کارانه‌تری را در مرحله نزول ایجاد کند و غیرقابل پیش‌بینی بودن نوسان بار نیز ممکن است در محدود شدن دامنه حرکتی نقش داشته باشد (۲۴).



شکل ۴. مقایسه دامنه حرکتی مفاصل ران، زانو و مچ پا در صفحه ساجیتال در سه روش اجرای حرکت اسکوات: اسکوات با هالتر به روش سنتی (مشکی)، اسکوات با هالتر و باند الاستیکی (آبی)، اسکوات با هالتر و زنجیر (صورتی)

دامنه حرکتی مچ پا در شرایط مختلف ثابت باقی ماند. این ثبات را می‌توان با نقش اصلی مچ پا به‌عنوان تثبیت‌کننده تعادل و ضرورت حفظ تماس مداوم پا با سطح زمین در طول اجرای اسکوات توضیح داد (۳۶,۳۵,۱۷). سیستم عصبی دامنه دورسی‌فلکشن مچ پا را در محدوده نسبتاً مشخصی حفظ می‌کند تا از جابه‌جایی مرکز جرم جلوگیری کرده و ثبات کلی حرکت را حفظ کند (۳۸,۳۷). عدم مشاهده تغییر در سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای مفصل ران را می‌توان با نقش غالب عضلات بازکننده مفصل ران، شامل سرینی بزرگ و همسترینگ‌ها، در حرکت اسکوات توضیح داد. این عضلات بزرگ و قدرتمند قادرند در دامنه گسترده‌ای از بارها و الگوهای مقاومتی، نیروی قابل‌توجهی تولید کنند (۳۹). برخلاف مفاصل دیستال‌تر مانند زانو و مچ پا، حجم عضلانی و مزیت مکانیکی مفصل ران به آن اجازه می‌دهد صرف‌نظر از نوع مقاومت خارجی، الگوی نسبتاً ثابتی از سرعت و شتاب را حفظ کند. عضلات بازکننده مفصل ران در واقع می‌توانند نوسانات بار ناشی از باندهای الاستیکی یا زنجیرها را تعدیل کنند و در نتیجه تغییرات کینماتیکی حداقلی در این مفصل ایجاد شود (۳۴,۴).

درحالی‌که سرعت زاویه‌ای مفصل زانو نسبتاً ثابت باقی ماند، شتاب زاویه‌ای در شرایط استفاده از باند الاستیکی، در مقایسه با اسکوات سنتی، روند افزایشی نشان داد. این عدم هم‌زمانی بین سرعت و شتاب زاویه‌ای در زانو را می‌توان به الگوی غیرخطی مقاومت باندهای الاستیکی نسبت داد. در مرحله کانسنتریک، افزایش نمایی کشش باند می‌تواند در زمان انتقال از مرحله اکسنتریک به کانسنتریک یک اثر کوتاه‌مدت پس‌کشیدگی ایجاد کند (۱۷). این اثر می‌تواند شتاب زاویه‌ای لحظه‌ای بالایی در مفصل زانو ایجاد کند؛ بااین‌حال، از آنجا که این شتاب بالا تنها برای مدت کوتاهی، در حد چند میلی‌ثانیه، ادامه دارد، میانگین سرعت زاویه‌ای در کل مرحله کانسنتریک تفاوت معناداری با اسکوات سنتی نشان نمی‌دهد (۴)؛ به عبارت دیگر، مفصل زانو برای عبور از ناحیه نقطه گیر، یک افزایش کوتاه‌مدت در شتاب را تجربه می‌کند و سپس به‌سرعت به یک سرعت کنترل‌شده بازمی‌گردد؛ در نتیجه میانگین سرعت بدون تغییر باقی می‌ماند، درحالی‌که شتاب اوج افزایش می‌یابد. در اسکوات با زنجیر، افزایش خطی بار طی مرحله صعود اثر پس‌کشیدگی مشابهی ایجاد نمی‌کند و این موضوع می‌تواند توضیح دهد که چرا شتاب زاویه‌ای زانو در این شرایط مشابه اسکوات سنتی باقی ماند. افزایش تدریجی بار ناشی از زنجیرها امکان ایجاد شتابی کنترل‌شده‌تر و پیوسته‌تر را فراهم می‌کند و برخلاف باندهای الاستیکی، افزایش‌های ناگهانی شتاب مشاهده نمی‌شود (۲۵,۱۸).

بیشترین تفاوت بین سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای در مفصل مچ پا مشاهده شد. درحالی‌که سرعت زاویه‌ای در شرایط مختلف نسبتاً ثابت باقی ماند، شتاب زاویه‌ای در هر دو روش مقاومت متغیر، به‌ویژه در شرایط استفاده از باند الاستیکی، روند افزایشی نشان داد. توضیح این الگو را می‌توان در موقعیت دیستال و نقش عملکردی مفصل مچ پا جست‌وجو کرد. مچ پا به‌عنوان دیستال‌ترین مفصل زنجیره حرکتی، نخستین بخش از اندام تحتانی است که با زمین تعامل دارد و از این رو نسبت به تغییرات بار خارجی حساس‌تر است (۳۹). در اسکوات با باند الاستیکی، اثر پس‌کشیدگی ایجادشده توسط باندها هنگام انتقال از مرحله اکسنتریک به کانسنتریک به سمت بخش‌های دیستال منتقل می‌شود و به شکل افزایش قابل توجه در شتاب زاویه‌ای مچ پا ظاهر می‌شود. این اثر در مچ پا می‌تواند برجسته‌تر باشد، زیرا این مفصل در مرحله فشار و جدا شدن از زمین نقش دارد و هرگونه تغییر سریع در بار می‌تواند در الگوی شتاب آن منعکس شود (۱۷). در اسکوات با زنجیر، افزایش خطی بار طی مرحله صعود، مچ پا را ملزم می‌کند تا برای اعمال فشار علیه زمین و آغاز حرکت رو به بالا، شتابی پیوسته اما متوسط ایجاد کند (۱۸). اگرچه میزان افزایش شتاب در شرایط زنجیر کمتر از باند الاستیکی بود، این روند با این دیدگاه همسو است که مقاومت متغیر، صرف‌نظر از نوع آن، در مراحل ابتدایی حرکت کانسنتریک تقاضای بیشتری بر مفصل مچ پا تحمیل می‌کند. حفظ میانگین سرعت زاویه‌ای مچ پا، علی‌رغم افزایش شتاب، می‌تواند

ناشی از اثر میانگین‌گیری باشد؛ به این معنا که افزایش‌های کوتاه‌مدت و شدید شتاب برای تغییر میانگین سرعت در کل مرحله حرکت کافی نیستند (۳۶,۳۵).

اگرچه ریتم یا آهنگ ثابت و اجباری برای اجرای حرکت تعیین نشد، تحلیل پس‌نگر نشان داد که آزمودنی‌ها هر تکرار را به‌طور پایدار در حدود ۳ ثانیه به پایان رساندند و هر ست پنج‌تکراری نیز حدود ۱۵ ثانیه طول کشید. این یافته نشان می‌دهد که در نبود تنظیم سرعت خارجی، یک ریتم حرکتی پایدار می‌تواند به‌طور طبیعی شکل گیرد (۲۴). این ثبات را می‌توان با دو عامل توضیح داد: نخست، ماهیت زنجیره بسته حرکت اسکوات که از نظر مکانیکی مراحل اکسنتریک و کانسنتریک را به یکدیگر مرتبط می‌کند و برای حفظ تعادل، ریتم نسبتاً ثابتی را ایجاب می‌کند (۲۶,۱۷)؛ و دوم، سابقه حداقل سه سال تمرین مقاومتی آزمودنی‌ها که به تثبیت یک ریتم حرکتی خود انتخاب‌شده و قابل‌اعتماد کمک می‌کند (۲۶,۷)؛ بنابراین، نبود مترونوم برای کنترل ریتم الزاماً یک متغیر مخدوش‌کننده ایجاد نکرد و در عوض، ضمن حفظ قابلیت بازتولید مناسب، اعتبار بوم‌شناختی آزمون را افزایش داد.

از منظر کاربردی، یافته‌های این پژوهش نشان می‌دهد که انتخاب نوع مقاومت باید متناسب با هدف تمرینی انجام شود. برای توسعه قدرت با دامنه حرکتی کامل، اسکوات سنتی برای ورزشکارانی که به دنبال حداکثر هایپرتروفی و حرکت بدون محدودیت مفصلی هستند، ترجیح داده می‌شود (۱۸). برای توان انفجاری مانند پرش و دوی سرعت، استفاده از باند الاستیکی به دلیل افزایش شتاب زاویه‌ای مفاصل زانو و مچ پا از طریق اثر پس‌کشیدگی توصیه می‌شود؛ این ویژگی می‌تواند نرخ توسعه نیرو را افزایش دهد (۱۸). برای کاهش بارگذاری مفصل زانو و ستون فقرات کمری، اسکوات با زنجیر می‌تواند یک گزینه میانی باشد؛ این روش ضمن افزایش شتاب مچ پا، دامنه حرکتی زانو را کاهش می‌دهد و در مطالعات پیشین با کاهش گشتاورهای ستون فقرات کمری همراه بوده است. این روش می‌تواند برای ورزشکاران در دوره توان‌بخشی پس از آسیب زانو یا افراد مبتلا به کمردرد مزمن مناسب باشد. همچنین، افزایش نیازهای ثباتی در شرایط مقاومت متغیر می‌تواند هماهنگی درون‌عضلانی و بین‌عضلانی را بهبود دهد و برای ورزشکاران مبتدی یا افرادی که به دنبال اصلاح الگوهای حرکتی خود هستند، مفید باشد (۱۸).

باوجوداین یافته‌ها، پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود. حجم نمونه نسبتاً محدود (n=۲۳) ممکن است توان آماری لازم برای شناسایی تفاوت‌های کوچک در سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای را کاهش داده باشد. نبود ارزیابی الکترومایوگرافی امکان بررسی دقیق سازوکارهای عصبی‌عضلانی را محدود کرد. جامعه پژوهش به مردان فعال محدود بود؛ بنابراین تعمیم نتایج به سایر گروه‌ها، از جمله زنان، ورزشکاران حرفه‌ای، سالمندان و افراد آسیب‌دیده، باید با احتیاط انجام شود. اگرچه ریتم خود انتخاب‌شده پایدار بود، استفاده از یک سرعت ثابت، برای مثال ۴۵ ضربه در دقیقه، می‌تواند در مطالعات آینده استانداردسازی بیشتری ایجاد کند (۱۳). باوجوداین محدودیت‌ها، پژوهش حاضر دارای نقاط قوت قابل‌توجهی بود؛ از جمله مقایسه هم‌زمان سه روش اسکوات با کنترل درصد بارگذاری مقاومت متغیر برابر با ۲۵ درصد، استفاده از سیستم تحلیل حرکت سه‌بعدی با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز، تحلیل تفصیلی کینماتیک در سطح مفاصل و شناسایی یافته‌ای جدید در زمینه ثبات ریتم خود انتخاب‌شده حرکت. مطالعات آینده باید تأثیر این پروتکل‌ها بر فعال‌سازی عضلات را با استفاده از الکترومایوگرافی بررسی کنند، اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین را با استفاده از صفحات نیرو در نظر بگیرند، جمعیت‌های مختلف از جمله زنان، ورزشکاران حرفه‌ای، سالمندان و افراد آسیب‌دیده را بررسی کنند و مطالعات طولانی‌مدت را برای ارزیابی سازگاری‌های مزمن عصبی‌عضلانی و ساختاری ناشی از تمرینات مقاومتی متغیر انجام دهند.

نتیجه‌گیری نهایی

نتایج این پژوهش نشان داد که نوع مقاومت خارجی در حرکت اسکوات، الگوی کینماتیکی اندام تحتانی را به‌صورت مفصل‌محور و وابسته به نوع مقاومت تعدیل می‌کند. اسکوات سنتی برای دستیابی به حداکثر دامنه حرکتی مفاصل ران و زانو و توسعه قدرت در دامنه کامل حرکتی مناسب‌تر است، درحالی‌که روش‌های مقاومت متغیر، به‌ویژه اسکوات با باند الاستیکی، با کاهش معنادار دامنه حرکتی در مفاصل ران و زانو همراه بودند؛ ویژگی‌ای که می‌تواند در شرایط توان‌بخشی یا با هدف کاهش استرس مفصلی در انتهای دامنه حرکتی مورد توجه قرار گیرد. با وجود عدم مشاهده تفاوت آماری معنادار در سرعت و شتاب زاویه‌ای بین روش‌های مختلف اسکوات، روند افزایشی شتاب زاویه‌ای در مفاصل زانو و مچ پا در اسکوات با باند الاستیکی و در مفصل مچ پا در اسکوات با زنجیر مشاهده شد که می‌تواند بیانگر ظرفیت بالقوه این روش‌ها برای بهبود عملکردهای انفجاری باشد. همچنین، نبود تفاوت معنادار در سرعت زاویه‌ای میان روش‌های مختلف مقاومت نشان می‌دهد که این متغیر احتمالاً بیش از نوع مقاومت خارجی، تحت تأثیر کنترل ارادی و عصبی‌عضلانی ورزشکاران قرار می‌گیرد. در مجموع، یافته‌های این پژوهش حاکی از آن است که انتخاب روش اجرای اسکوات باید متناسب با اهداف تمرینی، سطح آمادگی فردی و ملاحظات مرتبط با پیشگیری از آسیب انجام شود تا ضمن بهره‌گیری از مزایای هر روش، خطرات احتمالی ناشی از کاهش یا افزایش بی‌رویه بارهای مفصلی به حداقل برسد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمامی مراحل پژوهش توسط کمیته اخلاق در پژوهش‌های انسانی دانشگاه خوارزمی بررسی و با کد اخلاق IR.KHU.REC.1403.153 تأیید شد. پیش از شرکت در مطالعه، رضایت‌نامه آگاهانه کتبی از تمامی شرکت‌کنندگان دریافت شد. تمامی فرایندهای پژوهش مطابق با اصول اعلامیه هلسینکی انجام شدند و محرمانگی و ناشناس ماندن اطلاعات تمامی شرکت‌کنندگان حفظ شد.

حامی مالی

این مطالعه هیچ‌گونه حمایت مالی خارجی دریافت نکرد و تمامی هزینه‌های پژوهش توسط پژوهشگران تأمین شد.

مشارکت نویسندگان

بهزاد یعقوبی: مفهوم‌پردازی و طراحی مطالعه؛ اجرای پژوهش؛ تحلیل و تفسیر داده‌ها؛ پیش‌نویس اولیه؛ بازبینی و ویرایش مقاله.

رغد معمار: مفهوم‌پردازی و طراحی مطالعه؛ تحلیل و تفسیر داده‌ها؛ پیش‌نویس اولیه؛ بازبینی و ویرایش مقاله.

مهدی خالقی تازجی؛ مفهوم‌پردازی و طراحی مطالعه؛ تحلیل و تفسیر داده‌ها؛ پیش‌نویس اولیه؛ بازبینی و ویرایش مقاله. محمد عظیمی‌نیا: تحلیل و تفسیر داده‌ها؛ پیش‌نویس اولیه؛ بازبینی و ویرایش مقاله. نویسندگان نسخه نهایی مقاله را مطالعه و تأیید کردند. تمامی نویسندگان نسخه نهایی مقاله را مطالعه و تأیید کردند.

تعارض و منافع

نویسنده اعلام می‌کند که هیچ‌گونه تعارض منافعی وجود ندارد.

References

1. Lu Y, Mei Q, Peng HT, Li J, Wei C, Gu Y. A comparative study on loadings of the lower extremity during deep squat in Asian and Caucasian individuals via OpenSim musculoskeletal modelling. BioMed Research International. 2020;2020:7531719. [DOI:10.1155/2020/7531719]

2. Schoenfeld BJ. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. Journal of Strength and Conditioning Research. 2010;24(12):3497-3506. [DOI:10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7]

3. Asayama A, Tateuchi H, Yamagata M, Ichihashi N. Influence of stance width and toe direction on medial knee contact force during bodyweight squats. Journal of Biomechanics. 2021;129:110798. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2021.110824]

4. Lorenzetti S, Ostermann M, Zeidler F, Zimmer P, Jentsch L, List R, et al. How to squat? Effects of various stance widths, foot placement angles and level of experience on knee, hip and trunk motion and loading. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 2018;10:14. [DOI:10.1186/s13102-018-0103-7]

5. Dali S, Justine M, Ahmad H, Othman Z. Comparison of ground reaction force during different angle of squatting. Journal of Human Sport and Exercise. 2013;8(3):778-787. [DOI:10.4100/jhse.2013.83.02]

6. Mina MA, Blazevich AJ, Giakas G, Kay AD. Influence of variable resistance loading on subsequent free weight maximal back squat performance. Journal of Strength and Conditioning Research. 2014;28(10):2988-2995. [DOI:10.1519/JSC.0000000000000471]

7. Ataee J, Koozehchian MS, Kreider RB, Zuo L. Effectiveness of accommodation and constant resistance training on maximal strength and power in trained athletes. PeerJ. 2014;2:e441. [DOI:10.7717/peerj.441]

8. Nijem RM, Coburn JW, Brown LE, Lynn SK, Ciccone AB. Electromyographic and force plate analysis of the deadlift performed with and without chains. Journal of Strength and Conditioning Research. 2016;30(5):1177-1182. [DOI:10.1519/JSC.0000000000001351]

9. Berning JM, Coker CA, Adams KJ. Using chains for strength and conditioning. Strength and Conditioning Journal. 2004;26(5):80-84. [DOI:10.1519/00126548-200410000-00017]

10. Wallace BJ, Winchester JB, McGuigan MR. Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise. Journal of Strength and Conditioning Research. 2006;20(2):268-272. [DOI:10.1519/R-16854.1]

11. Stevenson MW, Warpeha JM, Dietz CC, Giveans RM, Erdman AG. Acute effects of elastic bands during the free-weight barbell back squat exercise on velocity, power, and force production. Journal of Strength and Conditioning Research. 2010;24(11):2944-2954. [DOI:10.1519/JSC.0b013e3181db25de]

12. Hartmann H, Wirth K, Klusemann M. Analysis of the load on the knee joint and vertebral column with changes in squatting depth and weight load. Sports Medicine. 2013;43(10):993-1008. [DOI:10.1007/s40279-013-0073-6]

13. Erman B, Vural F, Dopsaj M, Ozkol MZ, Kose DE, Aksit T. The effects of fatigue on linear and angular kinematics during bilateral squat. PLOS ONE. 2023;18(11):e0289089. [DOI:10.1371/journal.pone.0289089]

14. Mojtahedi MZ, Fatahi A. The effects of increasing running speed on three-dimensional peak angle of the lower limb joints in stance phase. Journal of Sport Biomechanics. 2022;8. [DOI:10.52547/JSportBiomech.8.2.114]

15. Li J, Chen Z, Xu K, Wang Y, Gong M. Comparison of variable resistance and free weight training on long-term and acute effects on different assessments of strength: a systematic review and meta-analysis. Journal of Strength and Conditioning Research. 2026;40(2):e211-e223. [DOI:10.1519/JSC.0000000000005369]

16. Yan Z, Wu J, Lin S, Li Q, Liu R. Variable versus constant resistance squat training for lower-limb strength and power: a systematic review and meta-analysis. Applied Sciences. 2025;15(16):9144. [DOI:10.3390/app15169144]

17. Alves AV, Leicht AS, Deakin GB, Doma K, Singh U, Brice SM. Joint-level analysis of the barbell back squat during chain and elastic variable resistance use. Journal of Strength and Conditioning Research. 2026;40(5):511-518. [DOI:10.1519/JSC.0000000000005353]

18. Wu D, Feng S, Zhou A, Xie Y. Heavy load chain squats: a promising method for enhancing lower extremity explosive strength via post-activation performance enhancement. Frontiers in Physiology. 2025;16:1596200. [DOI:10.3389/fphys.2025.1596200]

19. Nazari F, Fatahi A. Football biomechanics and performance enhancement: a systematic review. Journal of Sport Biomechanics. 2024;9. [DOI:10.61186/JSportBiomech.9.3.252]

20. Aziminia M, Abbasi A. Comparing trunk and lower extremity kinematic variables during side-cutting maneuver in healthy and anterior cruciate ligament reconstructed athletes. Journal of Sport Biomechanics. 2022;8(1):50-64. [DOI:10.52547/JSportBiomech.8.1.3]

21. Weir G, Jewell C, van Emmerik R, Hamill J. Lower extremity coordination variability during anticipated and unanticipated sidestepping: implications for ACL injury prevention. In: Proceedings of the International Society of Biomechanics in Sports Conference; 2017. p. 125-128.

22. Graci V, Van Dillen LR, Salsich GB. Gender differences in trunk, pelvis and lower limb kinematics during a single leg squat. Gait & Posture. 2012;36(3):461-466. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2012.04.006]

23. Ebben WP, Jensen RL. Electromyographic and kinetic analysis of traditional, chain, and elastic band squats. Journal of Strength and Conditioning Research. 2002;16(4):547-550. [DOI:10.1519/1533-4287(2002)0162.0.CO;2]

24. Sohn J, Koo D. Effects of load increase on lower extremity kinetic and kinematic variables in the back squat exercise. Technology and Health Care. 2023;31(S1):247-258. [DOI:10.3233/THC-236021]

25. Jiang D, Xu G. Effects of chains squat training with different chain load ratio on the explosive strength of young basketball players' lower limbs. Frontiers in Physiology. 2022;13:979367. [DOI:10.3389/fphys.2022.979367]

26. Myer GD, Kushner AM, Brent JL, Schoenfeld BJ, Hugentobler J, Lloyd RS, et al. The back squat: a proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. Strength and Conditioning Journal. 2014;36(6):4-27. [DOI:10.1519/SSC.0000000000000103]

27. Alizadeh S, Vardy L, Forman GN, Forman DA, Holmes MWR, Button DC. Sex difference in lower-limb electromyography and kinematics when using resistance bands during a barbell back squat. Journal of Human Kinetics. 2023;86:17-29. [DOI:10.5114/jhk/159585]

28. Pollard CD, Stearns KM, Hayes AT, Heiderscheit BC. Altered lower extremity movement variability in female soccer players during side-step cutting after anterior cruciate ligament reconstruction. The American Journal of Sports Medicine. 2015;43(2):460-465. [DOI:10.1177/0363546514560153]

29. Sinclair J, Taylor PJ, Bottoms L. The appropriateness of the helical axis technique and six available Cardan sequences for the representation of 3-D lead leg kinematics during the fencing lunge. Journal

of Human Kinetics. 2013;37:7. [DOI:10.2478/hukin-2013-0020]

30. Rocha DS, Dibai-Filho AV, Pinheiro JS, de Azevedo LFS, Falcai A, de Jesus Tavarez RR, et al. The Baecke Habitual Physical Activity Questionnaire (BHPAQ): a valid internal structure of the instrument to assess healthy Brazilian adults. Revista da Associação Médica Brasileira. 2022;68(7):912-916. [DOI:10.1590/1806-9282.20211374]

31. Rafaei P, Lajevardi L, Kamali M, Azad A, Yazdani AH, Amini P. Face validity and test-retest reliability of Persian version of Baecke Physical Activity Questionnaire in patients with low back pain. Middle East Journal of Disability Studies. 2016;7:2-20.

32. Shi L, Lyons M, Duncan M, Chen S, Han D, Yang C. Kinetics, kinematics, and muscle activity patterns during back squat with different contributions of elastic resistance. International Journal of Sports Physiology and Performance. 2024;19(9):921-931. [DOI:10.1123/ijspp.2024-0009]

33. Illmeier G. Variations of the bilateral barbell squat: a brief review. Sports Injury and Medicine. 2023;7:196. [DOI:10.29011/2576-9596.100196]

34. Mina MA, Blazevich AJ, Giakas G, Draper N. Biomechanical effects of elastic bands, chains and free-weight resistance on submaximal back squat exercise. Journal of Strength and Conditioning Research. 2015;29(9):2600-2609.

35. Gomes J, Neto T, Vaz JR, Schoenfeld BJ, Freitas SR. Is there a relationship between back squat depth, ankle flexibility, and Achilles tendon stiffness? Sports Biomechanics. 2022;21(7):782-795. [DOI:10.1080/14763141.2019.1690569]

36. Imano T, Nakajima M. Exercise speed and workload effects on muscle hypoxia in vastus lateralis muscle during squatting exercises. Journal of Exercise Science & Fitness. 2024;3(4):464-470. [DOI:10.55860/KNXZ7210]

37. Kasahara S, Ishida T, Linjing J, Chiba A, Samukawa M, Tohyama H. Relationship among the COM motion, the lower extremity and the trunk during the squat. Journal of Human Kinetics. 2024;93:29-39. [DOI:10.5114/jhk/183066]

38. Ishida T, Samukawa M, Kasahara S, Tohyama H. The center of pressure position in combination with ankle dorsiflexion and trunk flexion is useful in predicting the contribution of the knee extensor moment during double-leg squatting. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 2022;14:127. [DOI:10.1186/s13102-022-00523-0]

39. Stone MH, Hornsby WG, Mizuguchi S, Sato K, Gahreman D, Duca M, et al. The use of free weight squats in sports: a narrative review-terminology and biomechanics. Applied Sciences. 2024;14(5):1977. [DOI:10.3390/app14051977]