Journal of
Sport Biomechanics

Winter 2027. Vol 12. Issue 4

Research Paper

Comparison of Electromyographic Activity of Selected Lower-Extremity Muscles Across Discrete Events of a Jump–Landing Task in Soccer Players with Higher and Lower LESS Scores

Ataalah Barati[1], **Hoda Mozayani***[2], **Davood Khezri**[3], **Armin Salimi Badr**[4], **Hamed Mousavi**[1], **Peyman Aghaee Ataabadi**[1]

1. Department of Sport Injuries and Biomechanics, Faculty of Sport Sciences and Health, University of Tehran, Tehran, Iran.
2. Department of Sport Rehabilitation and Health, Faculty of Sport Science and Health, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.
3. Department of Sport Biomechanics and Technology, Sport Science Research Institute, Tehran, Iran.
4. Faculty of Computer Science and Engineering, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran.

Scan to read online

Citation: Barati A, Mozayani H, Khezri D, Salimi Badr A, Mousavi H, Aghaee Ataabadi P. Comparison of Electromyographic Activity of Selected Lower-Extremity Muscles Across Discrete Events of a Jump–Landing Task in Soccer Players with Higher and Lower LESS Scores. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4):1042–1069. https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.4.1042

Article Info:

Received: 16 June 2026

Accepted: 16 November 2026

Published: 29 November 2026

Keywords:

Electromyography, Landing error scoring system (LESS), Anterior cruciate ligament (ACL), Event-specific muscle activity

ABSTRACT

Objective To compare lower-extremity neuromuscular activity between soccer players with higher and lower LESS scores during distinct events of a standardized jump–landing task.

Methods In this cross-sectional study, 63 male competitive soccer players (18–25 years) were classified into higher (LESS > 5) and lower (LESS ≤ 5) score groups. Surface electromyography assessed quadriceps, hamstrings, and gastrocnemius activity during jump–landing. EMG signals were normalized to maximal voluntary isometric contractions. Four events were analyzed: initial contact, peak landing, toe-off, and second contact. MANOVA and Bonferroni-adjusted post-hoc tests were used ($p < 0.007$).

Results Significant group differences were found at peak landing, toe-off, and second contact. The lower LESS group showed greater vastus medialis activation at peak landing. The higher LESS group demonstrated greater rectus femoris activation at toe-off and greater rectus femoris and biceps femoris activation at second contact. No significant differences were found at initial contact.

Conclusion LESS-based classification was associated with event-dependent differences in lower-extremity neuromuscular activation. Higher LESS scores were associated with greater quadriceps and hamstring activation during propulsion and re-landing, whereas lower scores were associated with greater vastus medialis activation during peak landing. Prospective studies are needed to determine whether these patterns are related to subsequent ACL injury.

*** Corresponding Author:**

Hoda Mozayani

H_Mozayani@sbu.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

Anterior cruciate ligament (ACL) injury is considered one of the most severe sports-related injuries in soccer because of its high incidence, lengthy rehabilitation process, and potential long-term consequences for athletic performance and joint health (1-3). Most ACL injuries occur in non-contact situations and are thought to be associated with neuromuscular and biomechanical factors affecting knee loading (4, 5). The burden of ACL injury is substantial, with more than 200,000 cases reported annually in the United States alone (6). In addition to limiting athletic participation and performance, ACL injuries impose a substantial economic burden due to the high costs of surgical treatment, rehabilitation, and long-term healthcare utilization, with direct treatment costs estimated at approximately $17,000 per injury (6-8).

Identifying modifiable factors associated with ACL injury and implementing preventive strategies are fundamental components of ACL injury prevention (9). Approximately 72% of ACL injuries occur in non-contact situations, highlighting the importance of understanding biomechanical and neuromuscular contributors to injury risk. The most common mechanisms of non-contact ACL injury include deceleration, jump–landing, and cutting maneuvers (10, 11). These dynamic tasks impose substantial mechanical demands on the lower extremities and require effective neuromuscular control to maintain joint stability and appropriate movement alignment (12). Consequently, assessment of movement quality during such tasks has become a key component of ACL injury risk screening. Among available screening tools, the Landing Error Scoring System (LESS) is a widely used observational assessment for evaluating observable landing errors and movement quality during jump–landing tasks. Higher LESS scores have been associated with poorer landing mechanics and may be useful for identifying athletes who exhibit movement patterns warranting further neuromuscular assessment. However, a LESS-based cut-off should be interpreted as a screening-based classification of landing performance rather than as evidence that an individual will sustain an ACL injury. The LESS is a practical and cost-effective clinical screening tool designed to identify observable movement errors during jump–landing tasks (13). Previous evidence has demonstrated significant associations between LESS scores and three-dimensional kinematic and kinetic variables of lower-extremity biomechanics (14, 15). Importantly, the LESS does not directly measure internal neuromuscular function; rather, it reflects observable movement outcomes that are influenced by underlying motor control strategies. Therefore, investigating neuromuscular activity during jump–landing tasks may provide complementary insight into the mechanisms underlying LESS-assessed movement quality.

Neuromuscular control plays a critical role in regulating lower-extremity stability and movement coordination during dynamic athletic tasks (16). Altered muscle activation patterns may lead to compensatory movement strategies and suboptimal joint loading, thereby increasing ACL injury risk (17-19). During jump–landing tasks, athletes at greater risk of ACL injury have been reported to exhibit distinct muscle activation and coordination strategies compared with lower-risk individuals (20, 21). Electromyography (EMG) is a valid tool for quantifying these neuromuscular activation patterns and can provide insight into motor control strategies underlying landing mechanics identified by the LESS. Previous research has reported altered neuromuscular activity in athletes following ACL reconstruction (22-25) , suggesting that neuromuscular control is closely related to ACL injury status and functional adaptation (26). However, these findings are primarily derived from post-injury populations, and it remains unclear whether similar neuromuscular differences are present in pre-injury athletes classified according to movement-based screening tools.

Despite increasing attention to neuromuscular factors in ACL injury mechanisms, limited evidence exists regarding the relationship between lower-extremity muscle activation patterns and LESS-based risk classification in healthy athletes. In particular, most previous studies have focused on global or task-averaged EMG responses, without examining event-specific neuromuscular behavior during distinct events of the jump–landing cycle. Therefore, a key gap in the literature is the lack of event-based neuromuscular profiling of athletes classified as higher and lower LESS scores

according to LESS performance. Despite the established use of the Landing Error Scoring System (LESS) for characterizing observable landing errors and its demonstrated associations with three-dimensional kinematic and kinetic characteristics, limited evidence is available regarding the muscle activation patterns underlying different levels of LESS performance. Previous LESS research has primarily focused on the relationship between LESS scores and observable movement quality, joint kinematics, and kinetics, whereas relatively little attention has been given to surface electromyographic (EMG) activity in athletes classified according to LESS performance. In particular, it remains unclear whether soccer players with higher versus lower LESS scores demonstrate different muscle-specific activation patterns at discrete events throughout the jump–landing cycle.

The present study addresses this gap by examining surface EMG activity of selected lower-extremity muscles in healthy male competitive soccer players with higher versus lower LESS scores. Unlike previous studies that have predominantly evaluated biomechanical variables associated with LESS performance, the present investigation focuses on neuromuscular activity and examines muscle responses at four discrete, force-platform-defined events: initial contact, peak vertical ground reaction force, toe-off, and second contact. This event-based approach enables characterization of muscle-specific activation patterns across successive stages of the jump–landing task and may provide complementary information regarding neuromuscular characteristics associated with differences in observable landing performance.

Methods

Study Design and Participants

This study employed a cross-sectional design. A total of 63 male soccer players aged 18–25 years were recruited from soccer clubs in Tehran. No a priori power analysis was conducted before recruitment. The sample size was determined based on the availability of eligible competitive soccer players who met the predefined inclusion and exclusion criteria during the recruitment period. All eligible players who agreed to participate were invited to the study, and 63 participants completed the experimental protocol and were included in the final analysis. Given that the study involved multiple lower-extremity muscles and four discrete events within the jump–landing task, the achieved sample size should be considered in the context of the exploratory nature of the muscle-specific comparisons. To be eligible for participation, athletes had to be 18–25 years of age, have no history of anterior cruciate ligament (ACL) injury or clinically diagnosed musculoskeletal deformities, be active members of teams competing in national leagues, have at least two years of competitive experience at the national or provincial level, have a body mass index (BMI) of 20–25 kg/m^2, and provide written informed consent before participation.

Electromyographic and Kinematic Data Collection

After obtaining informed consent, the skin over the electrode placement sites was shaved and cleaned with alcohol to reduce skin impedance. Surface electromyography (sEMG) electrodes were placed on seven lower-extremity muscles of the support limb—the rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, semitendinosus, medial gastrocnemius, and lateral gastrocnemius—according to the recommendations of the Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) project (27). The dominant limb was defined as the limb preferentially used for kicking a ball; therefore, EMG recordings were obtained from the contralateral non-dominant support limb. Kinematic data were simultaneously collected using a motion capture system during the jump–landing task. Surface EMG signals were sampled at 1000 Hz. Before filtering, any DC offset was removed by subtracting the mean value of each signal from the corresponding recording. The signals were subsequently band-pass filtered using a fourth-order Butterworth filter with cutoff frequencies of 20 and 500 Hz, with zero-phase filtering applied to minimize phase distortion. The filtered signals were processed using a moving root mean square (RMS) algorithm with a 100-ms window to quantify muscle activation amplitude. The use of band-

pass filtering and RMS-based amplitude estimation is consistent with commonly recommended procedures for surface EMG analysis (28-30).

For EMG amplitude normalization, maximal voluntary isometric contraction (MVIC) was used as the reference for each muscle. MVIC testing was performed for each recorded muscle according to standardized muscle-testing and resistance procedures based on SENIAM recommendations (27). Participants performed three MVIC trials for each muscle, with each contraction maintained for approximately 3–5 s. The middle 3 s of each contraction were selected for analysis, and RMS amplitude was calculated using the same 100-ms moving RMS procedure applied to the jump–landing trials. The highest RMS amplitude obtained across the three MVIC trials was used as the reference MVIC value for the corresponding muscle. Task-related RMS amplitudes were then divided by the corresponding MVIC reference value and multiplied by 100 to express muscle activity as a percentage of MVIC (%MVIC). MVIC-based normalization is a widely established approach for expressing EMG amplitude relative to an individual's maximal voluntary activation capacity and facilitating comparisons across participants and muscles (31, 32). Following normalization, the EMG data were aligned with the four predefined kinetic events of the jump–landing task. Event-specific normalized EMG amplitudes (%MVIC) were extracted for each of the four events and for each of the seven recorded muscles. These event-specific %MVIC values were subsequently used as the dependent variables in the statistical analyses.

A Vicon motion capture system was used to collect three-dimensional kinematic data during the jump–landing task. A total of 25 reflective markers were placed on anatomical landmarks of the participants based on a full-body marker set. Markers were attached to the first, second, and third metatarsal heads, medial and lateral malleoli, calcaneus, medial and lateral femoral epicondyles, anterior superior iliac spines (ASIS), posterior superior iliac spines (PSIS), iliac crests, T10 vertebra, acromion processes, C7, and bilateral subscapular regions. In addition, cluster markers were attached to the tibia (four markers) and femur (one marker) to improve tracking accuracy and reduce soft tissue artifact during movement. Two digital video cameras (Casio EXILIM EX-ZR1000) were used to record the Landing Error Scoring System trials from frontal and sagittal views. The cameras were positioned approximately 3.45 m from the landing area to ensure adequate field of view and movement capture (Fig. 1). A 30-cm-high box was placed at a distance equal to 50% of each participant's body height from the landing point, in accordance with the standard LESS protocol. Participants performed the jump–landing task by jumping from the box, landing bilaterally on a designated area, and immediately performing a maximal vertical jump upon landing.

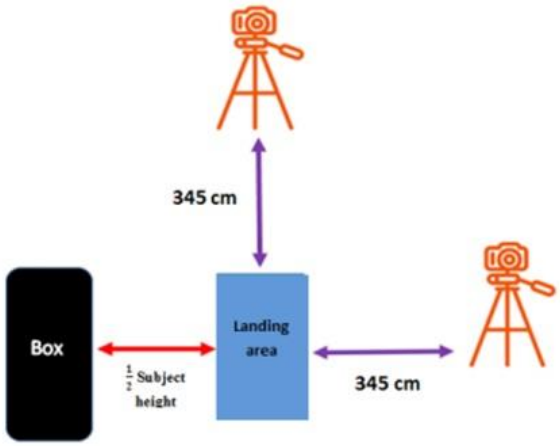


Fig. 1. Schematic of the placement of the cameras and distance between box and landing place

Landing Error Scoring System (LESS) and Group Classification

The Landing Error Scoring System, consisting of 17 observational items, was used to assess observable landing errors during the standardized jump–landing task (14). LESS scoring was performed by a trained rater familiar with the standardized LESS scoring criteria and procedures. Video recordings of the jump–landing trials were reviewed independently, and the rater did not have access to the participants' EMG data during the scoring process. Each participant completed three successful jump–landing trials, and the LESS score was determined according to the standardized scoring procedure. The total LESS score was calculated by summing the individual item scores, with higher scores indicating a greater number of observable landing errors and poorer landing performance. No formal intra-rater or inter-rater reliability analysis was performed in the present study. The LESS score was used to characterize landing performance and classify participants according to higher and lower LESS scores, rather than as a direct measure of prospective ACL injury risk (Fig. 2). Participants were classified into two groups based on their total LESS score. Individuals with a LESS score ≤ 5 were assigned to the lower LESS scores group, whereas those with a score > 5 were classified as the higher LESS scores group. This classification was performed in accordance with previous studies using the LESS to categorize landing performance (8).

For the event-based analysis of neuromuscular activity during the jump–landing task, four discrete kinetic events were defined based on the vertical ground reaction force (vGRF). Initial contact (IC) was defined as the instant when vGRF first exceeded 10 N. Peak landing was defined as the time point corresponding to the maximum vGRF during the initial landing period. Toe-off was defined as the instant when vGRF decreased below 10 N, indicating the transition from the landing to the subsequent propulsion phase. Second contact was defined as the time point when vGRF again exceeded 10 N, marking the onset of the second landing.



Fig. 2. the subject performing the LESS test

EMG activity was extracted at each of these four discrete events, and no time-window averaging around the events was performed. After familiarization with the LESS protocol, participants performed the jump–landing task. Kinematic data were collected at 200 Hz and kinetic data at 1000 Hz using a motion analysis system synchronized with a force platform (AMTI, USA). Synchronization of the kinematic, kinetic, and EMG systems was achieved using a hardware-based trigger, providing a common temporal reference for the motion-capture, force-platform, and EMG signals. This hardware synchronization enabled temporal alignment of the EMG signals with the corresponding force-platform and kinematic data for identification of the predefined jump–landing events and extraction of event-specific EMG activity. No additional temporal delay correction was applied after hardware synchronization.Ground reaction force data were used to identify initial contact events. A 4th-order low-pass Butterworth filter with a cutoff frequency of 10 Hz was applied to kinematic data to reduce noise. Kinematic data were collected solely to monitor and verify the execution of the jump–landing task. Although these data were processed using MATLAB, no kinematic variables were extracted as outcome measures or included in the statistical analyses. The present study focused exclusively on event-specific EMG activity.

Experimental Procedure

Participants performed a 5-minute warm-up on a stationary cycle ergometer prior to testing. For the Landing Error Scoring System task, each participant stood on a 30-cm-high box with the feet positioned approximately shoulder-width apart and performed a forward jump, landing bilaterally on a force plate positioned at a distance approximately equal to 50% of their body height. Immediately after landing, participants performed a maximal vertical jump. Three successful trials were recorded for each participant, with a 60-second rest interval between trials to minimize potential fatigue. A successful trial was defined as completion of the prescribed jump–landing task according to the standardized protocol, including a bilateral landing on the designated force plate followed by the maximal vertical jump, without a clear technical error, loss of balance, or failure to complete the task as instructed. Two practice trials were allowed before data collection to familiarize participants with the procedure. No performance feedback was provided during testing, except when a trial clearly failed to meet the standardized task requirements, in which case it was repeated. EMG data from each of the three successful trials were processed separately, and the event-specific EMG values were averaged across the three trials for each participant before statistical analysis. The trials were performed in a consistent order for all participants. No formal statistical analysis of trial-order or fatigue effects was performed; however, the 60-second rest interval between trials was used to minimize potential fatigue.

Statistical Analysis

Descriptive statistics (mean ± standard deviation) were calculated for all variables. The normality of data distribution was assessed using the Shapiro–Wilk test. To compare neuromuscular activity between the higher and lower LESS scores groups, separate multivariate analyses of variance (MANOVA) were conducted for each of the four kinetic events. In each analysis, group (higher LESS scores vs. lower LESS scores) was entered as the independent variable, and the EMG activity of the seven selected lower-extremity muscles was entered as the dependent variables. When a significant multivariate effect was observed, follow-up univariate analyses were performed to identify the muscles contributing to the between-group differences. To control for Type I error associated with multiple univariate comparisons, Bonferroni correction was applied, resulting in an adjusted significance level of $p < 0.007$ (0.05/7). All statistical analyses were performed using SPSS software (version 26.0).

Results

The higher-LESS group included 35 participants and had a mean age of 21.70 ± 2.20 years, height of 176.30 ± 4.80 cm, weight of 71.20 ± 4.50 kg, and body mass index of 22.85 ± 0.80 kg/m^2, whereas the lower-LESS group included 28 participants and had a mean age of 21.20 ± 1.90 years, height of

177.25 ± 4.35 cm, weight of 70.25 ± 4.05 kg, and body mass index of 22.56 ± 0.72 kg/m^2. No statistically significant between-group differences were observed in age, height, body mass, or body mass index (all $p > 0.05$).

Separate multivariate analyses of variance (MANOVA) were conducted to examine differences in neuromuscular activity between the higher and lower LESS scores groups across the four kinetic events. Group (higher LESS scores vs. lower LESS scores) was entered as the independent variable, and EMG activity of the seven selected lower-extremity muscles was entered as dependent variables. The multivariate results are presented in Table 1. Significant multivariate effects of group were observed during Events 2, 3, and 4, while no significant effect was found during Event 1 (Table 1). Follow-up univariate analyses were performed to identify specific muscle differences contributing to the significant multivariate effects. After Bonferroni correction for multiple comparisons, significant between-group differences were found for the vastus medialis during Event 2, the rectus femoris during Event 3, and the biceps femoris and rectus femoris during Event 4 (Table 2). The results of the between-group analyses showed that, after Bonferroni correction for multiple comparisons, significant differences between the higher and lower LESS scores groups were observed for the vastus medialis during Event 2, the rectus femoris during Event 3, and the biceps femoris and rectus femoris during Event 4. No significant differences were found for the remaining muscles in any event after correction. During Event 2, vastus medialis activity was higher in the lower LESS scores group compared with the higher LESS scores group. During Event 3, rectus femoris activity was higher in the higher LESS scores group compared with the lower LESS scores group. During Event 4, biceps femoris and rectus femoris activity were higher in the higher LESS scores group compared with the lower LESS scores group (Fig. 3).

Discussion

The purpose of the present study was to compare neuromuscular activity during different events of a jump–landing task between soccer players with higher and lower LESS scores. The main findings demonstrated that significant between-group differences were observed in the activity of the vastus medialis during Event 2, the rectus femoris during Event 3, and the biceps femoris and rectus femoris during Event 4. Specifically, athletes classified as higher LESS scores exhibited greater activation of the rectus femoris during Events 3 and 4 and greater activation of the biceps femoris during Event 4, whereas athletes in the lower LESS scores group demonstrated greater vastus medialis activity during Event 2. Collectively, these findings indicate that athletes with higher and lower LESS scores demonstrate distinct neuromuscular activation patterns during critical events of the jump–landing task. Such differences may reflect variations in lower-extremity motor control and movement stabilization strategies and may be associated with differences in landing performance. From a practical perspective, the observed differences in muscle-specific activity may provide additional information regarding neuromuscular characteristics associated with differences in landing performance. However, these findings should not be interpreted as evidence that the observed EMG characteristics predict future ACL injury or provide established screening value beyond the LESS. The feasibility, cost, and incremental clinical value of incorporating EMG into movement-based screening were not evaluated in the present study.

Table 1. Multivariate comparisons of lower-extremity muscle activity between the higher and lower LESS scores groups

Event	Effect	Pillai's Trace	F	Hypothesis df	Sig.
1	Group	0.291	1.466	7	0.224
2	Group	0.549	4.352	7	0.003*
3	Group	0.412	2.507	7	0.043
4	Group	0.484	3.353	7	0.012

Table 2. Results of follow-up univariate analyses comparing lower-extremity muscle activity between the higher and lower less scores groups across the four kinetic events.

Event	Muscle	Group				F	Sig.
		lower LESS scores		higher LESS scores			
		Mean	SD	Mean	SD		
1	Medial Gastrocnemius	36.795	14.353	26.314	11.037	4.990	0.033
	Lateral Gastrocnemius	26.955	13.702	30.452	19.333	0.371	0.547
	Semitendinosus	28.334	16.298	24.815	11.672	0.453	0.506
	Biceps Femoris	18.438	9.299	19.495	8.673	0.107	0.746
	Rectus Femoris	42.887	15.785	40.832	9.566	0.177	0.677
	Vastus Medialis	49.570	13.425	44.208	13.169	1.275	0.267
	Vastus Lateralis	45.887	13.786	40.686	10.555	1.335	0.257
2	Medial Gastrocnemius	27.858	12.201	28.225	15.038	0.006	0.939
	Lateral Gastrocnemius	28.566	15.082	25.695	15.312	0.282	0.599
	Semitendinosus	24.816	11.172	22.921	8.127	0.277	0.602
	Biceps Femoris	28.249	15.636	16.403	9.044	6.091	0.019
	Rectus Femoris	44.311	16.929	42.282	16.170	0.117	0.734
	Vastus Medialis	55.628	11.643	38.307	15.917	13.048	0.001*
	Vastus Lateralis	48.692	15.232	46.368	12.354	0.211	0.649
3	Medial Gastrocnemius	18.553	10.171	18.926	10.018	0.011	0.918
	Lateral Gastrocnemius	17.429	11.532	17.180	11.891	0.004	0.953
	Semitendinosus	31.212	19.909	34.041	20.852	0.153	0.698
	Biceps Femoris	22.020	12.313	20.445	14.469	0.112	0.740
	Rectus Femoris	21.666	9.816	36.658	14.809	12.300	0.001*
	Vastus Medialis	31.118	17.419	32.565	15.574	0.059	0.810
	Vastus Lateralis	30.565	18.739	32.067	16.236	0.056	0.814
4	Medial Gastrocnemius	36.929	14.944	34.430	16.720	0.201	0.657
	Lateral Gastrocnemius	25.603	12.575	40.891	21.757	6.573	0.015
	Semitendinosus	32.996	19.497	31.645	17.368	0.041	0.841
	Biceps Femoris	18.288	8.037	30.881	16.640	8.512	0.0068*
	Rectus Femoris	29.706	11.020	43.414	14.071	9.799	0.004*
	Vastus Medialis	45.409	17.262	41.879	15.833	0.351	0.558
	Vastus Lateralis	43.873	14.107	44.141	13.945	0.003	0.958

Therefore, the findings should be considered hypothesis-generating and may provide a basis for future prospective studies investigating whether event-specific EMG characteristics are associated with subsequent ACL injury and whether EMG provides meaningful additional information beyond established movement-based assessments.

The findings of the present study demonstrated that during the peak ground reaction force (Peak GRF) event, athletes classified as lower LESS scores exhibited significantly greater vastus medialis activity than those classified as higher LESS scores. This finding suggests that differences in quadriceps activation patterns may exist between athletes with different levels of LESS performance during periods of high mechanical loading. Given the role of the vastus medialis in knee stabilization and control of lower-extremity alignment, greater activation of this muscle may be interpreted as reflecting differences in neuromuscular control strategies during landing demands.

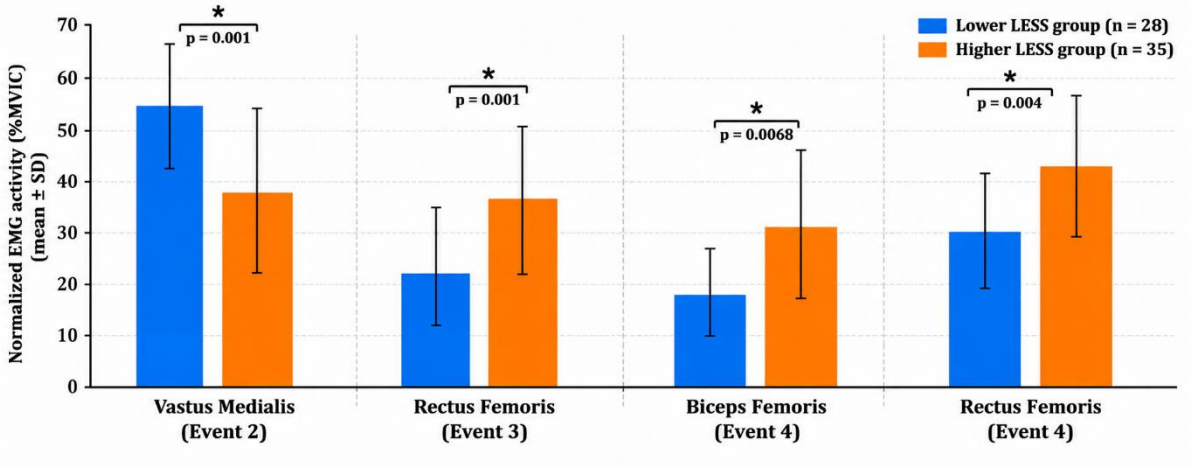


Fig. 3. Comparison of normalized electromyographic (EMG) activity (%MVIC) of selected lower-extremity muscles between higher LESS scores and lower LESS scores groups during different events of the jump–landing task.

Greater vastus medialis activity during peak loading may reflect differences in neuromuscular activation strategies associated with landing performance. From a biomechanical perspective, medial quadriceps activation has been discussed in relation to knee stabilization and lower-extremity movement control during landing tasks. However, because the present study did not directly assess knee joint moments, knee kinematics, ACL loading, or subsequent injury outcomes, the observed greater vastus medialis activity in the lower-LESS group should be interpreted as a possible neuromuscular characteristic associated with landing performance rather than evidence of improved knee control or force absorption. Further biomechanical and prospective studies are needed to determine whether differences in vastus medialis activation are functionally related to knee mechanics or subsequent ACL injury occurrence. These findings suggest that neuromuscular characteristics of the quadriceps, particularly the vastus medialis, may be associated with differences in landing performance identified through LESS scores (29, 33).

Previous evidence suggests that vastus medialis activation during landing tasks may be associated with biomechanical variables linked to ACL injury risk (34). In particular, neuromuscular control of the quadriceps has been recognized as an important factor influencing knee joint stability and lower-extremity movement patterns during dynamic activities. Although the available literature has not consistently demonstrated a direct relationship between vastus medialis activation and ACL injury occurrence, several studies have indicated that neuromuscular control during high-loading events of landing may be associated with injury risk profiles. Therefore, the greater vastus medialis activity observed in the lower LESS scores group in the present study may reflect differences in neuromuscular control strategies during demanding athletic tasks (35). From a biomechanical perspective, the activation pattern of the vastus medialis during the peak ground reaction force (Peak GRF) event may be relevant to knee joint mechanics during landing. Previous evidence suggests that greater vastus medialis activation is associated with knee joint control and may contribute to limiting excessive frontal-plane knee motion during landing tasks (36). Accordingly, increased vastus medialis activity before and during peak loading may be involved in the modulation of force distribution across the lower extremity. Such neuromuscular responses have been proposed in the literature as being associated with movement control during high-demand landing situations and with characteristics of neuromuscular function. Therefore, the greater vastus medialis activation observed in the lower LESS scores group may reflect differences in neuromuscular control strategies during dynamic athletic movements (37).

In Event 3, rectus femoris (RF) activity was significantly greater in the higher-LESS group than in the lower-LESS group, whereas no significant between-group difference was observed in biceps femoris (BF) activity. This pattern may reflect differences in neuromuscular strategies during the propulsive event of the jump–landing task. Increased activation of both RF and BF may be associated with greater muscular demand during the take-off event; however, it may also indicate differences in neuromuscular control strategies between athletes with higher and lower LESS scores (16). Previous studies have suggested that increased agonist–antagonist co-activation during jumping or landing tasks may be associated with altered movement patterns and force production characteristics. Such patterns may reflect increased joint stabilization demands and may be indicative of altered neuromuscular coordination during dynamic tasks (37). Furthermore, this difference may reflect alterations in muscle-specific neuromuscular activation patterns during the jump–landing task. However, because co-contraction or co-activation indices were not calculated in the present study, the observed differences should be interpreted based on the individual muscle activation amplitudes rather than as evidence of altered agonist–antagonist co-activation. Such a pattern may be associated with different neuromuscular demands during repetitive jump–landing cycles (16). Previous EMG-based studies have reported that athletes with different landing-performance characteristics may demonstrate altered co-activation patterns of the rectus femoris and biceps femoris during both take-off and landing events. These neuromuscular patterns may be associated with changes in joint control strategies and altered movement coordination during dynamic tasks (37). In Event 4, the findings of the present study showed that rectus femoris (RF) activity was greater in the higher LESS scores group compared with the lower LESS scores group. This increased activation may reflect neuromuscular involvement during the control of impact-related demands in the subsequent ground contact event. However, elevated RF activity may also indicate differences in neuromuscular strategies, potentially associated with altered intermuscular coordination during landing. Such a pattern may reflect a greater contribution of the quadriceps in managing external loads, which has been suggested in previous literature to be associated with movement patterns during dynamic tasks (38).

These findings highlight the importance of appropriate and timely activation of the RF during landing for effective movement control. From a practical perspective, neuromuscular training strategies aimed at improving coordination and control of the quadriceps during landing tasks may be relevant for optimizing movement patterns in athletes at different levels of ACL injury risk; however, such implications should be interpreted with caution as the present study did not directly assess injury outcomes(21, 39), and therefore cannot establish associations between neuromuscular patterns and actual anterior cruciate ligament injury occurrence. It should be noted that the Landing Error Scoring System represents a surrogate measure of movement quality and injury risk rather than a direct assessment of anterior cruciate ligament injury occurrence. Therefore, group classification based on LESS scores reflects movement-based risk indicators rather than confirmed injury risk. Furthermore, surface electromyography provides information regarding muscle activation patterns but does not directly quantify muscle force production or joint loading. Therefore, interpretations related to mechanical joint loading should be made with caution. An important methodological consideration is that no a priori power analysis was performed to determine the required sample size. The final sample of 63 participants was based on the availability of eligible competitive soccer players during the recruitment period. Given the assessment of multiple muscles across four discrete events, some muscle-specific comparisons may have had limited statistical power, particularly for detecting smaller between-group effects. Accordingly, these findings should be interpreted cautiously and warrant confirmation in adequately powered prospective studies.

Conclusion

The findings of the present study indicate that neuromuscular activation patterns of the lower extremity differ between soccer players with higher and lower LESS scores during a jump–landing

task. Specifically, significant between-group differences were observed in vastus medialis, rectus femoris, and biceps femoris activity across different kinetic events, highlighting event-dependent alterations in muscle activation strategies. Overall, these findings indicate that soccer players with higher and lower LESS scores exhibited different muscle-specific EMG activity at selected kinetic events during the jump–landing task. These between-group differences represent associations with LESS performance and should not be interpreted as evidence of future ACL injury risk or causal neuromuscular deficits. Further prospective research is needed to determine whether these EMG characteristics are associated with subsequent ACL injury. These findings suggest that neuromuscular assessment may provide complementary information regarding functional characteristics associated with differences in LESS performance among soccer players. However, the present study did not evaluate whether EMG assessment improves classification, prediction, clinical decision-making, or injury prevention beyond movement-based screening tools such as the LESS. Therefore, prospective studies are needed to determine the incremental predictive and clinical value of incorporating EMG assessment alongside established movement-based screening approaches, particularly with respect to subsequent ACL injury risk. Further research is warranted to investigate these neuromuscular patterns in larger populations and to examine their potential predictive value in prospective study designs.

Ethical Considerations

Before participation, all participants were provided with information regarding the study procedures and voluntarily provided written informed consent. Participants were informed that participation was voluntary and that they could withdraw from the study at any time without penalty. All personal information and research data were handled confidentially and used solely for research purposes.

Compliance with ethical guidelines

The study was conducted in accordance with the ethical standards of the Declaration of Helsinki and all applicable institutional and national guidelines governing research involving human participants. The study protocol was reviewed and approved by Shahid Beheshti of Tehran (approval code: [IR.SBU.REC.1404.252]).

Funding

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

Authors' contributions

AB conceived the study, collected the data, and drafted the manuscript; HM supervised the study and contributed to its conceptualization; DK contributed to data analysis; HMo contributed to writing and revising the manuscript; and PAA contributed to data analysis and writing and revising the manuscript. All authors read and approved the final manuscript.

Conflicts of interest

The authors declare no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

مقایسه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در رویدادهای مجزای تکلیف پرش–فرود در بازیکنان فوتبال با نمرات بالاتر و پایین‌تر آزمون LESS

عطاالله براتی[۱]، هدی مزینی*[۲]، داود خضری[۳]، آرمین سلیمی[۴]، حامد موسوی[۱]، پیمان آقایی عطاآبادی[۱]

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

۲. گروه بازتوانی ورزشی و تندرستی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.

۳. گروه بیومکانیک ورزشی و فناوری، پژوهشگاه علوم ورزشی، تهران، ایران.

۴. دانشکده مهندسی و علوم کامپیوتر، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.

Scan to read online

Citation: Barati A, Mozayani H, Khezri D, Salimi Badr A, Mousavi H, Aghaee Ataabadi P. Comparison of Electromyographic Activity of Selected Lower-Extremity Muscles Across Discrete Events of a Jump–Landing Task in Soccer Players with Higher and Lower LESS Scores. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4):1042-1069. https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.4.1042

اطلاعات مقاله:

دریافت: ۲۶ خرداد ۱۴۰۵

پذیرش: ۲۵ آبان ۱۴۰۵

انتشار: ۸ آذر ۱۴۰۵

کلیدواژه‌ها:

الکترومایوگرافی، سیستم امتیازدهی خطای فرود، رباط صلیبی قدامی، فعالیت عضلانی مختص رویداد

چکیده

هدف مقایسه فعالیت عصبی‌عضلانی اندام تحتانی بین بازیکنان فوتبال با نمرات بالاتر و پایین‌تر آزمون LESS در مراحل مختلف یک تکلیف استاندارد پرش و فرود.

روش‌ها در این مطالعه مقطعی، ۶۳ بازیکن فوتبال مرد رقابتی (۱۸ تا ۲۵ سال) بر اساس نمره LESS به دو گروه با نمرات بالاتر (بیشتر از ۵) و پایین‌تر (۵ و کمتر) تقسیم شدند. فعالیت عضلات چهارسر ران، همسترینگ و گاستروکنمیوس با استفاده از الکترومایوگرافی سطحی حین اجرای تکلیف پرش و فرود ارزیابی شد. سیگنال‌های الکترومایوگرافی بر اساس حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی نرمال‌سازی شدند. چهار رویداد شامل تماس اولیه، اوج فرود، جدا شدن پنجه از زمین و تماس دوم بررسی شدند. تحلیل واریانس چندمتغیره و آزمون‌های تعقیبی با اصلاح بونفرونی به کار گرفته شدند ($p<۰/۰۰۷$).

یافته‌ها تفاوت‌های معناداری بین گروه‌ها در مراحل اوج فرود، جدا شدن پنجه از زمین و تماس دوم مشاهده شد. گروه با نمرات پایین‌تر LESS، فعالیت بیشتر عضله پهن داخلی را در اوج فرود نشان داد. در مقابل، گروه با نمرات بالاتر LESS فعالیت بیشتری در عضله راست رانی هنگام جدا شدن پنجه از زمین و فعالیت بیشتر عضلات راست رانی و دوسر رانی را هنگام تماس دوم نشان داد. در مرحله تماس اولیه تفاوت معناداری مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری طبقه‌بندی بازیکنان بر اساس نمره LESS با تفاوت‌های وابسته به مرحله در الگوهای فعالیت عصبی‌عضلانی اندام تحتانی همراه بود. بررسی‌های آینده‌نگر برای تعیین ارتباط این الگوها با بروز آسیب رباط صلیبی قدامی ضروری است.

* **نویسنده مسئول:**

هدی مزینی

H_Mozayani@sbu.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

آسیب رباط صلیبی قدامی (ACL) به دلیل شیوع بالا، فرآیند طولانی توان‌بخشی و پیامدهای بالقوه بلندمدت آن برای عملکرد ورزشی و سلامت مفصل، یکی از شدیدترین آسیب‌های مرتبط با ورزش در فوتبال محسوب می‌شود (۳-۱). بیشتر آسیب‌های رباط صلیبی قدامی در موقعیت‌های غیرتماسی رخ می‌دهند و تصور می‌شود با عوامل عصبی‌عضلانی و بیومکانیکی مؤثر بر بارگذاری زانو ارتباط داشته باشند (۴، ۵). مشکلات ناشی از آسیب ACL قابل‌توجه است؛ به‌طوری‌که تنها در ایالات‌متحده، سالانه بیش از ۲۰۰۰۰۰ مورد آسیب گزارش می‌شود (۶). آسیب‌های ACL علاوه بر محدود کردن مشارکت و عملکرد ورزشی، به دلیل هزینه‌های بالای درمان جراحی، توان‌بخشی و مراقبت‌های سلامت درازمدت، بار اقتصادی قابل‌توجهی را تحمیل می‌کنند؛ به‌طوری‌که هزینه‌های مستقیم درمان تقریباً ۱۷۰۰۰ دلار به ازای هر آسیب برآورد شده است (۸-۶).

شناسایی عوامل قابل‌تغییر مرتبط با آسیب رباط صلیبی قدامی و اجرای راهبردهای پیشگیرانه، از مؤلفه‌های اساسی پیشگیری از آسیب ACL محسوب می‌شوند (۹). تقریباً ۷۲٪ از آسیب‌های ACL در موقعیت‌های غیرتماسی رخ می‌دهند که این امر بر اهمیت شناخت عوامل بیومکانیکی و عصبی‌عضلانی مؤثر بر خطر آسیب تأکید می‌کند. شایع‌ترین سازوکارهای آسیب غیرتماسی ACL شامل کاهش سرعت، پرش – فرود و مانورهای تغییر جهت هستند (۱۰، ۱۱). این تکالیف پویا، نیازهای مکانیکی قابل‌توجهی را بر اندام‌های تحتانی تحمیل می‌کنند و برای حفظ ثبات مفصل و راستای مناسب حرکت، به کنترل عصبی‌عضلانی مؤثر نیاز دارند (۱۲). در نتیجه، ارزیابی کیفیت حرکت در حین چنین تکالیفی به یکی از مؤلفه‌های اصلی غربالگری خطر آسیب ACL تبدیل شده است. در میان ابزارهای غربالگری موجود، سیستم امتیازدهی خطاهای فرود یک ارزیابی مشاهده‌ای پرکاربرد برای بررسی خطاهای قابل مشاهده در فرود و کیفیت حرکت طی تکالیف پرش–فرود است. نمرات بالاتر LESS با مکانیک ضعیف‌تر فرود مرتبط دانسته شده‌اند و ممکن است برای شناسایی ورزشکارانی که الگوهای حرکتی آن‌ها نیازمند ارزیابی عصبی‌عضلانی بیشتر است، مفید باشند. بااین‌حال، نقطه برش مبتنی بر LESS باید به‌عنوان یک طبقه‌بندی مبتنی بر غربالگریِ عملکرد فرود تفسیر شود، نه به‌عنوان شواهدی مبنی بر اینکه یک فرد در آینده دچار آسیبACL خواهد شد. سیستم امتیازدهی خطاهای فرود یک ابزار غربالگری بالینی کاربردی و مقرون‌به‌صرفه است که با هدف شناسایی خطاهای حرکتی قابل مشاهده در حین تکالیف پرش – فرود طراحی شده است (۱۳). شواهد پیشین ارتباطات معناداری را بین نمرات LESS و متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی سه‌بعدی بیومکانیک اندام تحتانی نشان داده‌اند (۱۴، ۱۵). نکته مهم آن است که LESS به‌طور مستقیم عملکرد عصبی‌عضلانی درونی را اندازه‌گیری نمی‌کند؛ بلکه بازتاب‌دهنده پیامدهای حرکتی قابل مشاهده‌ای است که تحت تأثیر راهبردهای کنترل حرکتی زیربنایی قرار دارند؛ بنابراین، بررسی فعالیت عصبی‌عضلانی در حین تکالیف پرش – فرود می‌تواند بینش تکمیلی درباره سازوکارهای زیربنایی کیفیت حرکت ارزیابی‌شده توسط LESS فراهم کند.

کنترل عصبی‌عضلانی نقش مهمی در تنظیم ثبات اندام تحتانی و هماهنگی حرکات طی تکالیف پویای ورزشی ایفا می‌کند (۱۶). تغییر در الگوهای فعال‌سازی عضلانی ممکن است منجر به ایجاد راهبردهای حرکتی جبرانی و بارگذاری نامطلوب مفاصل شود و در نتیجه، خطر آسیب رباط صلیبی قدامی را افزایش دهد (۱۹-۱۷). در حین تکالیف پرش – فرود، گزارش شده است که ورزشکاران با خطر بیشتر آسیبACL، در مقایسه با افراد دارای خطر کمتر، راهبردهای متمایزی در فعال‌سازی و هماهنگی عضلات نشان می‌دهند (۲۰، ۲۱). الکترومایوگرافی ابزاری معتبر برای کمّی‌سازی این الگوهای فعال‌سازی عصبی‌عضلانی است و می‌تواند بینشی درباره راهبردهای کنترل حرکتی زیربنای مکانیک فرود شناسایی‌شده توسط LESS فراهم کند. پژوهش‌های پیشین، فعالیت عصبی‌عضلانی

تغییریافته را در ورزشکاران پس از بازسازی رباط صلیبی قدامی گزارش کرده‌اند (۲۵-۲۲)؛ این یافته‌ها نشان می‌دهند که کنترل عصبی‌عضلانی ارتباط نزدیکی با وضعیت آسیب ACL و سازگاری عملکردی دارد (۲۶). بااین‌حال، این یافته‌ها عمدتاً از جمعیت‌های پس از آسیب به دست آمده‌اند و همچنان مشخص نیست که آیا تفاوت‌های عصبی‌عضلانی مشابهی در ورزشکاران پیش از آسیب که بر اساس ابزارهای غربالگری مبتنی بر حرکت طبقه‌بندی شده‌اند نیز وجود دارد یا خیر.

با وجود توجه روزافزون به عوامل عصبی‌عضلانی در سازوکارهای آسیب رباط صلیبی قدامی، شواهد محدودی درباره ارتباط بین الگوهای فعال‌سازی عضلات اندام تحتانی و طبقه‌بندی خطر مبتنی بر LESS در ورزشکاران سالم وجود دارد. به‌طور خاص، بیشتر مطالعات پیشین بر پاسخ‌های کلی یا میانگین فعالیت EMG در کل تکلیف تمرکز داشته‌اند و رفتار عصبی‌عضلانی اختصاصی هر رویداد را در طول رویدادهای مجزای چرخه پرش – فرود بررسی نکرده‌اند؛ بنابراین، یکی از خلأهای اصلی موجود در مطالعات پیشین، فقدان پروفایل‌سازی عصبی‌عضلانی مبتنی بر رویداد در ورزشکارانی است که بر اساس عملکرد در آزمون LESS، در گروه‌های دارای نمرات بالاتر و پایین‌تر LESS طبقه‌بندی شده‌اند. با وجود استفاده گسترده و تثبیت‌شده از سیستم امتیازدهی خطاهای فرود برای توصیف خطاهای قابل مشاهده در فرود و ارتباطات نشان داده شده آن با ویژگی‌های کینماتیکی و کینتیکی سه‌بعدی، شواهد محدودی درباره الگوهای فعال‌سازی عضلانی زیربنای سطوح مختلف عملکرد در LESS در دسترس است. پژوهش‌های پیشین درباره LESS عمدتاً بر ارتباط بین نمرات LESS و کیفیت حرکتی قابل مشاهده، کینماتیک مفاصل و کینتیک تمرکز داشته‌اند، درحالی‌که توجه نسبتاً کمی به فعالیت الکترومایوگرافی سطحی در ورزشکارانی که بر اساس عملکرد در LESS طبقه‌بندی شده‌اند، معطوف شده است. به‌طور خاص، هنوز مشخص نیست که آیا بازیکنان فوتبال دارای نمرات بالاتر در مقایسه با نمرات پایین‌تر LESS، در رویدادهای مجزای مختلف در طول چرخه پرش – فرود، الگوهای متفاوتی از فعال‌سازی اختصاصی عضلات نشان می‌دهند یا خیر.

مطالعه حاضر با بررسی فعالیت الکترومایوگرافی سطحی عضلات منتخب اندام تحتانی در بازیکنان مرد سالم و رقابتی فوتبال با نمرات بالاتر و پایین‌ترLESS ، به این خلأ پژوهشی می‌پردازد. برخلاف مطالعات پیشین که عمدتاً متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با عملکرد در LESS را ارزیابی کرده‌اند، پژوهش حاضر بر فعالیت عصبی‌عضلانی تمرکز دارد و پاسخ‌های عضلانی را در چهار رویداد مجزای تعریف‌شده بر اساس صفحه نیرو بررسی می‌کند: تماس اولیه، اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، جدا شدن پنجه از زمین و تماس دوم. این رویکرد مبتنی بر رویداد، امکان توصیف الگوهای فعال‌سازی اختصاصی عضلات را در مراحل متوالی تکلیف پرش – فرود فراهم می‌کند و می‌تواند اطلاعات تکمیلی درباره ویژگی‌های عصبی‌عضلانی مرتبط با تفاوت‌های موجود در عملکرد قابل مشاهده فرود ارائه دهد.

روش‌ها

طرح مطالعه و شرکت‌کنندگان

این مطالعه با استفاده از طرح مقطعی انجام شد. در مجموع، ۶۳ بازیکن مرد فوتبال در محدوده سنی ۱۸ تا ۲۵ سال از باشگاه‌های فوتبال تهران جذب شدند. پیش از جذب شرکت‌کنندگان، هیچ‌گونه تحلیل توان آماری پیشینی انجام نشد. حجم نمونه بر اساس دسترسی به بازیکنان فوتبال رقابتی واجد شرایطی تعیین شد که در طول دوره جذب، معیارهای از پیش تعیین‌شده ورود و خروج را دارا بودند. تمامی بازیکنان واجد شرایط که برای شرکت در مطالعه اعلام آمادگی کردند، به پژوهش دعوت شدند و ۶۳ شرکت‌کننده

پروتکل آزمایشی را تکمیل کرده و در تحلیل نهایی وارد شدند. با توجه به اینکه این مطالعه چندین عضله اندام تحتانی و چهار رویداد مجزا در تکلیف پرش – فرود را مورد بررسی قرار داد، حجم نمونه به‌دست‌آمده باید در چارچوب ماهیت اکتشافی مقایسه‌های اختصاصی عضلات در نظر گرفته شود. برای واجد شرایط بودن جهت شرکت در مطالعه، ورزشکاران باید در محدوده سنی ۱۸ تا ۲۵ سال قرار داشته باشند، فاقد سابقه آسیب رباط صلیبی قدامی (ACL) و دفورمیتی‌های اسکلتی‌عضلانی تشخیص داده شده بالینی باشند، عضو فعال تیم‌های شرکت‌کننده در لیگ‌های ملی باشند، حداقل دو سال سابقه فعالیت رقابتی در سطح ملی یا استانی داشته باشند، شاخص توده بدنی (BMI) آن‌ها بین ۲۰ تا ۲۵ کیلوگرم بر مترمربع باشد و پیش از شرکت در مطالعه، رضایت‌نامه آگاهانه کتبی ارائه دهند.

جمع‌آوری داده‌های الکترومایوگرافی و کینماتیکی

پس از اخذ رضایت‌نامه آگاهانه، پوست محل‌های قرارگیری الکترودها تراشیده و با الکل تمیز شد تا امپدانس پوستی کاهش یابد. الکترودهای الکترومایوگرافی سطحی بر روی هفت عضله اندام تحتانی اندام تکیه‌گاهی، شامل راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسر رانی، نیمه‌وتری، دوقلوی داخلی و دوقلوی خارجی، مطابق با توصیه‌های پروژه الکترومایوگرافی سطحی برای ارزیابی غیرتهاجمی عضلات SENIAM قرار داده شدند (۲۷). اندام غالب به‌عنوان اندامی تعریف شد که فرد به‌طور ترجیحی برای ضربه زدن به توپ از آن استفاده می‌کند؛ بنابراین، ثبت‌های EMG از اندام تکیه‌گاهی غیرغالب در سمت مقابل انجام شد. داده‌های کینماتیکی نیز به‌طور هم‌زمان و در حین انجام تکلیف پرش – فرود، با استفاده از سیستم ثبت حرکت جمع‌آوری شدند.

پردازش و نرمال‌سازی سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی

سیگنال‌های EMG سطحی با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شدند. پیش از فیلترگذاری، هرگونه افست جریان مستقیم (DC) با کم‌کردن مقدار میانگین هر سیگنال از سیگنال ثبت‌شده مربوطه حذف شد. سپس سیگنال‌ها با استفاده از یک فیلتر باترووِرث مرتبه چهارم و با فرکانس‌های قطع ۲۰ و ۵۰۰ هرتز، به‌صورت فیلتر میان‌گذر پردازش شدند. همچنین، فیلترگذاری با فاز صفر اعمال شد تا اعوجاج فازی به حداقل برسد. سیگنال‌های فیلترشده با استفاده از الگوریتم ریشه میانگین مربعات متحرک (RMS) و با پنجره زمانی ۱۰۰ میلی‌ثانیه پردازش شدند تا دامنه فعال‌سازی عضلات کمّی‌سازی شود. استفاده از فیلتر میان‌گذر و برآورد دامنه مبتنی بر RMSبا روش‌های رایج و توصیه‌شده برای تحلیل EMG سطحی مطابقت دارد (۳۰–۲۸).

برای نرمال‌سازی دامنه EMG ، از انقباض ایزومتریک ارادی بیشینه (MVIC) به‌عنوان مرجع برای هر عضله استفاده شد. آزمون MVICبرای هر یک از عضلات ثبت‌شده، مطابق با روش‌های استاندارد آزمون عضلانی و اعمال مقاومت و بر اساس توصیه‌های SENIAMانجام شد (۲۷). شرکت‌کنندگان برای هر عضله، سه تلاش MVIC انجام دادند و هر انقباض را به مدت تقریبی ۳ تا ۵ ثانیه حفظ کردند. ۳ ثانیه میانی هر انقباض برای تحلیل انتخاب شد و دامنه RMS با استفاده از همان روش RMS متحرک ۱۰۰ میلی‌ثانیه‌ای که برای آزمون‌های پرش – فرود به کار رفته بود، محاسبه شد. بالاترین دامنه RMS به‌دست‌آمده از میان سه تلاش MVIC، به‌عنوان مقدار مرجع MVIC برای عضله مربوطه در نظر گرفته شد. سپس دامنه‌های RMS مرتبط با تکلیف، بر مقدار مرجع MVIC متناظر تقسیم و در ۱۰۰ ضرب شدند تا فعالیت عضله به‌صورت درصدی از MVIC (MVIC%) بیان شود. نرمال‌سازی مبتنی بر MVIC روشی است که به‌طور گسترده برای بیان دامنه EMG نسبت به ظرفیت فعال‌سازی ارادی بیشینه فرد و تسهیل مقایسه بین شرکت‌کنندگان و عضلات مختلف مورد استفاده قرار می‌گیرد (۳۱، ۳۲). پس از نرمال‌سازی، داده‌های EMG با چهار رویداد کینتیکی از پیش تعیین‌شده در تکلیف پرش–فرود هم‌تراز شدند. دامنه‌های نرمال‌شده EMG (MVIC%) اختصاصی هر

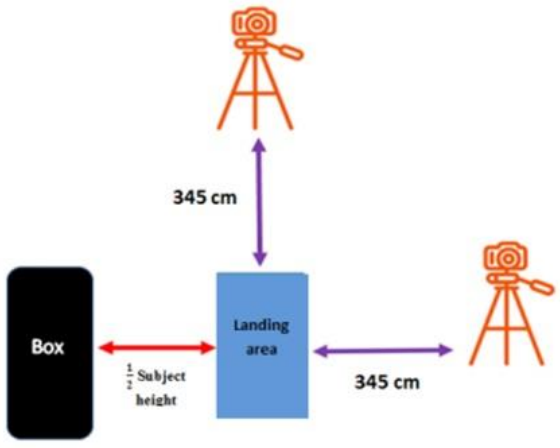
رویداد، برای هر یک از چهار رویداد و هر یک از هفت عضله ثبت‌شده استخراج شدند. سپس، این مقادیر %MVIC اختصاصی هر رویداد به‌عنوان متغیرهای وابسته در تحلیل‌های آماری مورد استفاده قرار گرفتند.

ثبت حرکت سه‌بعدی و ارزیابی تکلیف فرود

برای جمع‌آوری داده‌های کینماتیکی سه‌بعدی در حین تکلیف پرش – فرود، از سیستم ثبت حرکت ویکون استفاده شد. در مجموع، ۲۵ نشانگر بازتابی بر روی نقاط شاخص آناتومیکی شرکت‌کنندگان، بر اساس یک مجموعه نشانگر تمام بدن، قرار داده شدند. نشانگرها بر روی سر استخوان‌های متاتارس اول، دوم و سوم، قوزک‌های داخلی و خارجی، استخوان پاشنه، اپی‌کندیل‌های داخلی و خارجی استخوان ران، خارهای خاصره‌ای قدامی فوقانی (ASIS)، خارهای خاصره‌ای خلفی فوقانی (PSIS)، ستیغ‌های خاصره‌ای، مهره T10، زائده‌های آکرومیون، مهره C7 و نواحی زیرکتفی دوطرفه نصب شدند. علاوه بر این، نشانگرهای خوشه‌ای برای استخوان درشت‌نی (چهار نشانگر) و استخوان ران (یک نشانگر) قرار داده شدند تا دقت ردیابی افزایش یافته و آرتیفکت ناشی از بافت نرم در حین حرکت کاهش یابد. برای ثبت آزمون‌های سیستم امتیازدهی خطاهای فرود از دو دوربین فیلم‌برداری دیجیتال Casio EXILIM EX-ZR1000 در نماهای قدامی و ساجیتال استفاده شد. دوربین‌ها در فاصله تقریبی ۳/۴۵ متر از محل فرود قرار داده شدند تا میدان دید و ثبت حرکات به‌صورت مناسب انجام شود (شکل ۱). یک جعبه به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر در فاصله‌ای معادل ۵۰٪ قد هر شرکت‌کننده از محل فرود قرار داده شد که مطابق با پروتکل استاندارد LESS بود. شرکت‌کنندگان با پریدن از روی جعبه، فرود دوطرفه در ناحیه مشخص‌شده و سپس بلافاصله انجام یک پرش عمودی بیشینه پس از فرود، تکلیف پرش – فرود را اجرا کردند.

سیستم امتیازدهی خطاهای فرود و طبقه‌بندی گروه‌ها

سیستم امتیازدهی خطاهای فرود، شامل ۱۷ آیتم مشاهده‌ای، برای ارزیابی خطاهای قابل مشاهده در فرود طی تکلیف استاندارد پرش – فرود مورد استفاده قرار گرفت (۱۴). امتیازدهی LESS توسط یک ارزیاب آموزش‌دیده که با معیارها و رویه‌های استاندارد امتیازدهی LESS آشنایی داشت، انجام شد.

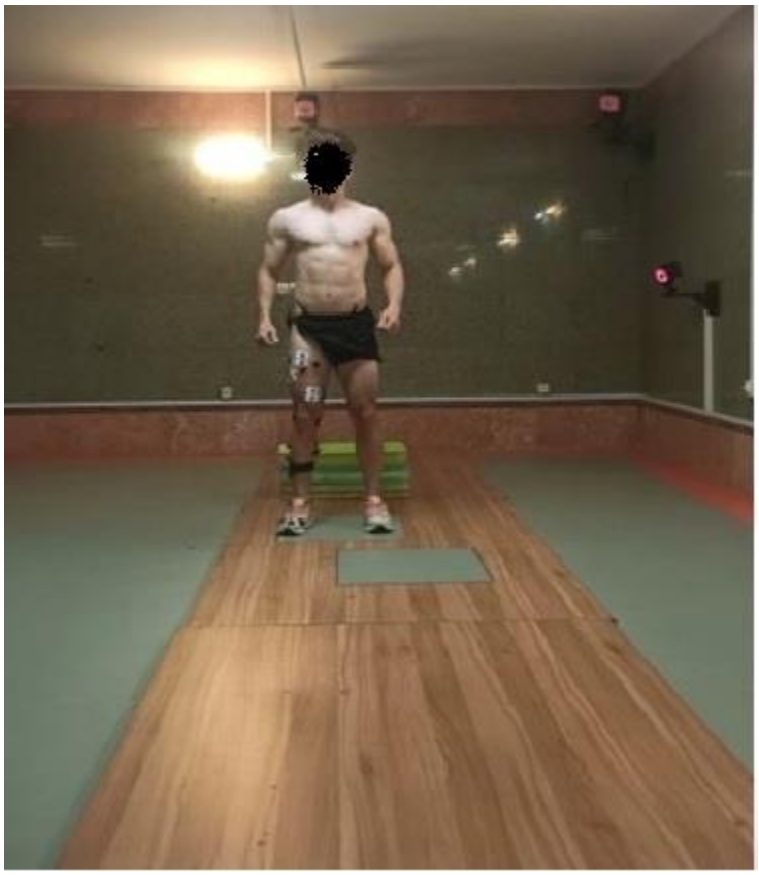


شکل ۱. نمای شماتیک محل قرارگیری دوربین‌ها و فاصله بین جعبه و محل فرود

ویدئوهای مربوط به اجرای تکلیف پرش – فرود به‌صورت مستقل مورد بررسی قرار گرفتند و ارزیاب در طول فرآیند امتیازدهی به داده‌های EMG شرکت‌کنندگان دسترسی نداشت. هر شرکت‌کننده سه تلاش موفق پرش – فرود را انجام داد و نمره LESS مطابق با روش استاندارد امتیازدهی تعیین شد. نمره کل LESS از مجموع نمرات آیتم‌های منفرد محاسبه شد؛ به‌طوری‌که نمرات بالاتر نشان‌دهنده تعداد بیشتر خطاهای قابل مشاهده در فرود و عملکرد ضعیف‌تر فرود بودند. در مطالعه حاضر، هیچ تحلیل رسمی برای بررسی پایایی درون‌ارزیاب یا بین‌ارزیاب انجام نشد. نمره LESS برای توصیف عملکرد فرود و طبقه‌بندی شرکت‌کنندگان بر اساس نمرات بالاتر و پایین‌تر LESS مورد استفاده قرار گرفت و نه به‌عنوان معیار مستقیم خطر بروز آتی آسیب ACL (شکل ۲). شرکت‌کنندگان بر اساس نمره کل LESS به دو گروه طبقه‌بندی شدند. افرادی که نمره کمتر یا مساوی ۵ داشتند، در گروه نمرات پایین‌تر LESS قرار گرفتند، درحالی‌که افراد دارای نمره بالاتر از ۵ در گروه نمرات بالاتر LESS طبقه‌بندی شدند. این طبقه‌بندی مطابق با مطالعات پیشین که از LESS برای دسته‌بندی عملکرد فرود استفاده کرده‌اند، انجام شد (۸).

تعریف رویدادهای فرود و استخراج داده‌های EMG

برای تحلیل مبتنی بر رویداد فعالیت عصبی‌عضلانی در حین تکلیف پرش – فرود، چهار رویداد کینتیکی مجزا بر اساس نیروی عکس‌العمل عمودی زمین (vGRF) تعریف شدند. تماس اولیه (IC) به‌عنوان لحظه‌ای تعریف شد که در آن vGRF برای نخستین بار از ۱۰ نیوتن فراتر رفت. اوج فرود به‌عنوان نقطه زمانی متناظر با بیشینه vGRF در طی دوره فرود اولیه تعریف شد.



شکل ۲. شرکت‌کننده در حال اجرای آزمون LESS

جدا شدن پنجه از زمین به‌عنوان لحظه‌ای تعریف شد که vGRF به کمتر از ۱۰ نیوتن کاهش یافت و نشان‌دهنده گذار از مرحله فرود به مرحله پیش‌رانش متعاقب بود. تماس دوم به‌عنوان نقطه زمانی تعریف شد که vGRF مجدداً از ۱۰ نیوتن فراتر رفت و نشان‌دهنده آغاز فرود دوم بود. فعالیت EMG در هر یک از این چهار رویداد مجزا استخراج شد و هیچ‌گونه میانگین‌گیری در بازه زمانی پیرامون رویدادها انجام نشد. پس از آشنایی شرکت‌کنندگان با پروتکل LESS، تکلیف پرش – فرود را اجرا کردند. داده‌های کینماتیکی با فرکانس ۲۰۰ هرتز و داده‌های کینتیکی با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز، با استفاده از یک سیستم تحلیل حرکت همگام‌شده با صفحه نیرو (AMTI، آمریکا) جمع‌آوری شدند. همگام‌سازی سیستم‌های کینماتیک، کینتیک و EMG با استفاده از یک تریگر مبتنی بر سخت‌افزار انجام شد که یک مرجع زمانی مشترک برای سیگنال‌های ثبت حرکت، صفحه نیرو و EMG فراهم می‌کرد. این همگام‌سازی سخت‌افزاری امکان هم‌ترازسازی زمانی سیگنال‌های EMG با داده‌های متناظر صفحه نیرو و کینماتیک را برای شناسایی رویدادهای از پیش تعریف‌شده تکلیف پرش – فرود و استخراج فعالیت EMG اختصاصی هر رویداد فراهم کرد. پس از همگام‌سازی سخت‌افزاری، هیچ اصلاح اضافی برای تأخیر زمانی اعمال نشد. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین برای شناسایی رویدادهای تماس اولیه مورد استفاده قرار گرفتند. برای کاهش نویز، یک فیلتر پایین‌گذر باتروورث مرتبه چهارم با فرکانس قطع ۱۰ هرتز بر روی داده‌های کینماتیکی اعمال شد. داده‌های کینماتیکی صرفاً برای پایش و تأیید اجرای صحیح تکلیف پرش – فرود جمع‌آوری شدند. اگرچه این داده‌ها با استفاده از MATLAB پردازش شدند، هیچ متغیر کینماتیکی به‌عنوان شاخص پیامد استخراج نشد و در تحلیل‌های آماری نیز وارد نشد. مطالعه حاضر به‌طور انحصاری بر فعالیت EMG اختصاصی هر رویداد تمرکز داشت.

پروتکل اجرای آزمون

شرکت‌کنندگان پیش از انجام آزمون، به مدت ۵ دقیقه بر روی یک دوچرخه ارگومتر ثابت گرم کردند. برای اجرای تکلیف سیستم امتیازدهی خطاهای فرود، هر شرکت‌کننده روی یک جعبه به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر ایستاد، به‌طوری‌که پاها تقریباً به اندازه عرض شانه‌ها از یکدیگر فاصله داشتند و یک پرش رو به جلو انجام داد و به‌صورت دوطرفه بر روی صفحه نیرو که در فاصله‌ای تقریباً معادل ٪۵۰ قد بدن وی قرار داشت، فرود آمد. بلافاصله پس از فرود، شرکت‌کنندگان یک پرش عمودی بیشینه انجام دادند. برای هر شرکت‌کننده، سه تلاش موفق ثبت شد و بین هر تلاش، یک فاصله استراحت ۶۰ ثانیه‌ای در نظر گرفته شد تا خستگی احتمالی به حداقل برسد. تلاش موفق به‌صورت اجرای کامل تکلیف پرش – فرود تعیین‌شده مطابق با پروتکل استاندارد تعریف شد؛ به‌گونه‌ای که شامل فرود دوطرفه بر روی صفحه نیروی مشخص‌شده، به دنبال آن پرش عمودی بیشینه و بدون وجود خطای تکنیکی واضح، از دست دادن تعادل یا ناتوانی در تکمیل تکلیف مطابق دستورالعمل باشد. پیش از شروع جمع‌آوری داده‌ها، دو تلاش تمرینی برای آشنایی شرکت‌کنندگان با روند اجرای آزمون مجاز بود. در طول آزمون، هیچ بازخوردی درباره عملکرد ارائه نشد، مگر در مواردی که یک تلاش به‌طور واضح الزامات استاندارد تکلیف را برآورده نمی‌کرد؛ در این صورت، آن تلاش تکرار می‌شد.

داده‌های EMG مربوط به هر یک از سه تلاش موفق، به‌صورت جداگانه پردازش شدند و مقادیر EMG اختصاصی هر رویداد پیش از انجام تحلیل آماری، در سه تلاش برای هر شرکت‌کننده میانگین‌گیری شدند. تلاش‌ها برای تمامی شرکت‌کنندگان با ترتیب یکسان انجام شدند. هیچ تحلیل آماری رسمی برای بررسی اثر ترتیب اجرای تلاش‌ها یا اثر خستگی انجام نشد؛ بااین‌حال، فاصله استراحت ۶۰ ثانیه‌ای بین تلاش‌ها به‌منظور به حداقل رساندن خستگی احتمالی در نظر گرفته شد.

تحلیل آماری

آمار توصیفی (میانگین ± انحراف استاندارد) برای تمامی متغیرها محاسبه شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو–ویلک ارزیابی شد. به‌منظور مقایسه فعالیت عصبی‌عضلانی بین گروه‌های دارای نمرات بالاتر و پایین‌ترLESS برای هر یک از چهار رویداد کینتیکی، تحلیل واریانس چندمتغیره (MANOVA) به‌صورت جداگانه انجام شد. در هر تحلیل، گروه (نمرات بالاتر LESS در مقابل نمرات پایین‌ترLESS) به‌عنوان متغیر مستقل و فعالیت EMG هفت عضله منتخب اندام تحتانی به‌عنوان متغیرهای وابسته وارد تحلیل شدند. در صورت مشاهده اثر چندمتغیره معنادار، تحلیل‌های تک‌متغیره پیگیری به‌منظور شناسایی عضلات مؤثر در تفاوت‌های بین‌گروهی انجام شدند. به‌منظور کنترل خطای نوع اول ناشی از انجام مقایسه‌های متعدد تک‌متغیره، اصلاح بونفرونی اعمال شد که منجر به تعیین سطح معناداری تعدیل‌شده (۰/۰۵ تقسیم بر ۷ =P) گردید. تمامی تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ انجام شدند.

یافته‌ها

گروه نمرات بالاتر LESS شامل ۳۵ شرکت‌کننده بود و میانگین سنی ۲/۲۰ ± ۲۱/۷۰ سال، قد ۴/۸۰ ± ۱۶۳/۳۰ سانتی‌متر، وزن ۴/۵۰ ± ۷۱/۲۰ کیلوگرم و شاخص توده بدنی ۰/۸۰ ± ۲۲/۸۵ کیلوگرم بر مترمربع داشت. در مقابل، گروه نمرات پایین‌تر LESS شامل ۲۸ شرکت‌کننده بود و میانگین سنی ۱/۹۰ ± ۲۱/۲۰ سال، قد ۴/۳۵ ±۱۷۷/۲۵ سانتی‌متر، وزن ۴/۰۵ ± ۷۰/۲۵ کیلوگرم و شاخص توده بدنی ۰/۷۲ ± ۲۲/۵۶ کیلوگرم بر مترمربع داشت. هیچ تفاوت آماری معناداری بین دو گروه از نظر سن، قد، وزن یا شاخص توده بدنی مشاهده نشد (همه p<۰/۰۵).

برای بررسی تفاوت‌های فعالیت عصبی‌عضلانی بین گروه‌های دارای نمرات بالاتر و پایین‌تر LESS در چهار رویداد کینتیکی، برای هر رویداد به‌صورت جداگانه تحلیل واریانس چندمتغیره انجام شد. گروه (نمرات بالاتر LESS در مقابل نمرات پایین‌تر LESS) به‌عنوان متغیر مستقل و فعالیت EMG هفت عضله منتخب اندام تحتانی به‌عنوان متغیرهای وابسته وارد تحلیل شدند. نتایج چندمتغیره در جدول ۱ ارائه شده‌اند. اثرات چندمتغیره معنادار گروه در رویدادهای ۲، ۳ و ۴ مشاهده شد، درحالی‌که در رویداد ۱ اثر معناداری مشاهده نشد (جدول ۱). به‌منظور شناسایی تفاوت‌های اختصاصی عضلات که در اثرات چندمتغیره معنادار نقش داشتند، تحلیل‌های تک‌متغیره پیگیری انجام شد. پس از اعمال اصلاح بونفرونی برای مقایسه‌های متعدد، تفاوت‌های معنادار بین‌گروهی در عضله پهن داخلی در رویداد ۲، عضله راست رانی در رویداد ۳ و عضلات دوسر رانی و راست رانی در رویداد ۴ مشاهده شد (جدول ۲). نتایج تحلیل‌های بین‌گروهی نشان داد که پس از اعمال اصلاح بونفرونی برای مقایسه‌های متعدد، تفاوت‌های معناداری بین گروه‌های دارای نمرات بالاتر و پایین‌تر LESS در عضله پهن داخلی در رویداد ۲، عضله راست رانی در رویداد ۳ و عضلات دوسر رانی و راست رانی در رویداد ۴ مشاهده شد. پس از اعمال اصلاح، در سایر عضلات و در هیچ‌یک از رویدادها تفاوت معناداری مشاهده نشد. در رویداد ۲، فعالیت عضله پهن داخلی در گروه دارای نمرات پایین‌تر LESS در مقایسه با گروه دارای نمرات بالاتر LESS بیشتر بود. در رویداد ۳، فعالیت عضله راست رانی در گروه دارای نمرات بالاتر LESS در مقایسه با گروه دارای نمرات پایین‌تر LESS بیشتر بود. در رویداد ۴، فعالیت عضلات دوسر رانی و راست رانی در گروه دارای نمرات بالاتر LESS در مقایسه با گروه دارای نمرات پایین‌تر LESS بیشتر بود (شکل ۳).

جدول ۱. مقایسه چندمتغیره فعالیت عضلات اندام تحتانی بین گروه‌های دارای نمرات بالاتر و پایین‌تر LESS

رویداد	اثر	Pillai's Trace	F	Hypothesis df	Sig.
۱	گروه	۰/۲۹۱	۱/۴۶۶	۷	۰/۲۲۴
۲	گروه	۰/۵۴۹	۴/۳۵۲	۷	۰/۰۰۳*
۳	گروه	۰/۴۱۲	۲/۵۰۷	۷	۰/۰۴۳
۴	گروه	۰/۴۸۴	۳/۳۵۳	۷	۰/۰۱۲

بحث

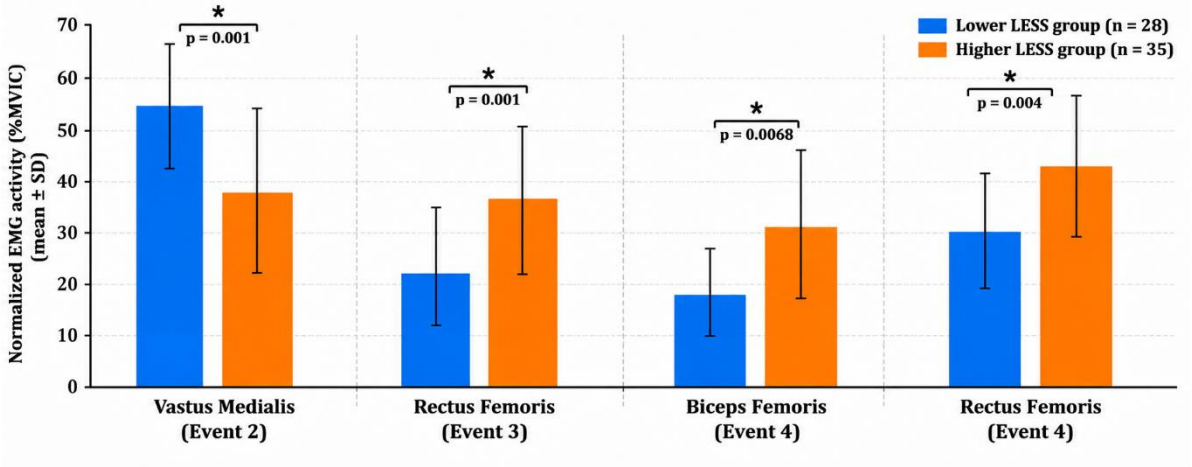
هدف مطالعه حاضر، مقایسه فعالیت عصبی‌عضلانی در رویدادهای مختلف یک تکلیف پرش – فرود بین بازیکنان فوتبال با نمرات بالاتر و پایین‌تر LESS بود. یافته‌های اصلی نشان دادند که تفاوت‌های معنادار بین‌گروهی در فعالیت عضله پهن داخلی در رویداد ۲، عضله راست رانی در رویداد ۳ و عضلات دوسر رانی و راست رانی در رویداد ۴ مشاهده شد. به‌طور اختصاصی، ورزشکاران طبقه‌بندی‌شده در گروه نمرات بالاترLESS ، فعال‌سازی بیشتری از عضله راست رانی را در رویدادهای ۳ و ۴ و فعال‌سازی بیشتری از عضله دوسر رانی را در رویداد ۴ نشان دادند، درحالی‌که ورزشکاران گروه نمرات پایین‌ترLESS ، فعالیت بیشتری در عضله پهن داخلی طی رویداد ۲ نشان دادند. در مجموع، این یافته‌ها نشان می‌دهند که ورزشکاران دارای نمرات بالاتر و پایین‌ترLESS ، در طول رویدادهای مهم تکلیف پرش – فرود، الگوهای متمایزی از فعال‌سازی عصبی‌عضلانی نشان می‌دهند. چنین تفاوت‌هایی ممکن است بازتاب‌دهنده تفاوت در کنترل حرکتی اندام تحتانی و راهبردهای تثبیت حرکت باشند و ممکن است با تفاوت‌های موجود در عملکرد فرود مرتبط باشند. از دیدگاه کاربردی، تفاوت‌های مشاهده‌شده در فعالیت اختصاصی عضلات می‌توانند اطلاعات تکمیلی درباره ویژگی‌های عصبی‌عضلانی مرتبط با تفاوت‌های عملکرد فرود فراهم کنند. بااین‌حال، این یافته‌ها نباید به‌عنوان شواهدی مبنی بر اینکه ویژگی‌های EMG مشاهده‌شده می‌توانند آسیب آینده رباط صلیبی قدامی را پیش‌بینی کنند یا ارزش غربالگری اثبات‌شده‌ای فراتر از LESS فراهم آورند، تفسیر شوند. در مطالعه حاضر، امکان‌پذیری، هزینه و ارزش بالینی افزایشی استفاده از EMG در غربالگری مبتنی بر حرکت ارزیابی نشد؛ بنابراین، یافته‌های حاضر باید به‌عنوان یافته‌های مولد فرضیه در نظر گرفته شوند و می‌توانند مبنایی برای مطالعات آینده‌نگر فراهم کنند که بررسی نمایند آیا ویژگی‌های EMG اختصاصی هر رویداد با بروز متعاقب آسیب ACL مرتبط هستند و آیاEMG اطلاعات معنادار اضافی فراتر از ارزیابی‌های حرکتی مبتنی بر روش‌های تثبیت‌شده فراهم می‌کند یا خیر.

یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که در رویداد اوج نیروی عکس‌العمل زمین، ورزشکاران طبقه‌بندی‌شده در گروه نمرات پایین‌تر LESS، فعالیت عضله پهن داخلی را به‌طور معناداری بیشتر از ورزشکاران طبقه‌بندی‌شده در گروه نمرات بالاتر LESS نشان دادند. این یافته نشان می‌دهد که ممکن است الگوهای فعال‌سازی عضلات چهارسر ران در ورزشکارانی با سطوح متفاوت عملکرد در LESS، طی دوره‌های بارگذاری مکانیکی بالا متفاوت باشند. با توجه به نقش عضله پهن داخلی در تثبیت زانو و کنترل راستای اندام تحتانی، فعال‌سازی بیشتر این عضله می‌تواند بیانگر تفاوت در راهبردهای کنترل عصبی‌عضلانی طی الزامات فرود باشد. فعالیت بیشتر عضله پهن داخلی در طی اوج بارگذاری ممکن است بازتاب‌دهنده تفاوت در راهبردهای فعال‌سازی عصبی‌عضلانی مرتبط با عملکرد فرود باشد. از دیدگاه بیومکانیکی، فعال‌سازی بخش داخلی عضلات چهارسر ران در ارتباط با تثبیت زانو و کنترل حرکت اندام تحتانی طی تکالیف فرود مورد بحث قرار گرفته است.

جدول ۲. نتایج تحلیل‌های تک‌متغیره پیگیری برای مقایسه فعالیت عضلات اندام تحتانی بین گروه‌های دارای نمرات بالاتر و پایین‌تر LESS در چهار رویداد

رویداد	عضله	گروه				F	Sig.
		نمرات LESS پایین‌تر		نمرات LESS بالاتر			
		Mean	SD	Mean	SD		
۱	گاستروکینمیوس داخلی	۳۶/۷۹۵	۱۴/۳۵۳	۲۶/۳۱۴	۱۱/۰۳۷	۴/۹۹۰	۰/۰۳۳
	گاستروکینمیوس خارجی	۲۶/۹۵۵	۱۳/۷۰۲	۳۰/۴۵۲	۱۹/۳۳۳	۰/۳۷۱	۰/۴۵۷
	نیم وتری	۲۸/۳۳۴	۱۶/۲۹۸	۲۴/۸۱۵	۱۱/۶۷۲	۰/۴۵۳	۰/۵۰۶
	دوسررانی	۱۸/۴۳۸	۹/۲۹۹	۱۹/۴۹۵	۸/۶۷۳	۰/۱۰۷	۰/۷۴۶
	راست رانی	۴۲/۸۸۷	۱۵/۷۵۸	۴۰/۸۳۲	۹/۵۶۶	۰/۱۷۷	۰/۶۷۷
	پهن داخلی	۴۹/۵۷۰	۱۳/۴۲۵	۴۴/۲۰۸	۱۳/۱۶۹	۱/۲۷۵	۰/۲۶۷
	پهن خارجی	۴۵/۸۸۷	۱۳/۷۸۶	۴۰/۶۸۶	۱۰/۵۵۵	۱/۳۳۵	۰/۲۵۷
۲	گاستروکینمیوس داخلی	۲۷/۸۵۸	۱۲/۲۰۱	۲۸/۲۲۵	۱۵/۰۳۸	۰/۰۰۶	۰/۹۳۹
	گاستروکینمیوس خارجی	۲۸/۵۶۶	۱۵/۰۸۲	۲۵/۶۹۵	۱۵/۳۱۲	۰/۲۸۲	۰/۵۹۹
	نیم وتری	۲۴/۸۱۶	۱۱/۱۷۲	۲۲/۹۲۱	۸/۱۲۷	۰/۲۷۷	۰/۶۰۲
	دوسررانی	۲۸/۲۴۹	۱۵/۶۳۶	۱۶/۴۰۳	۹/۰۴۴	۶/۰۹۱	۰/۰۱۹
	راست رانی	۴۴/۳۱۱	۱۶/۹۲۹	۴۲/۲۸۲	۱۶/۱۷۰	۰/۱۱۷	۰/۷۳۴
	پهن داخلی	۵۵/۶۲۸	۱۱/۶۴۳	۳۸/۳۰۷	۱۵/۹۱۷	۱۳/۰۴۸	۰/۰۰۱*
	پهن خارجی	۴۸/۶۹۲	۱۵/۲۳۲	۴۶/۳۶۸	۱۲/۳۵۴	۰/۲۱۱	۰/۶۴۹
۳	گاستروکینمیوس داخلی	۱۸/۵۵۳	۱۰/۱۷۱	۱۸/۹۲۶	۱۰/۰۱۸	۰/۰۱۱	۰/۹۱۸
	گاستروکینمیوس خارجی	۱۷/۴۲۹	۱۱/۵۳۲	۱۷/۱۸۰	۱۱/۸۹۱	۰/۰۰۴	۰/۹۵۳
	نیم وتری	۳۱/۲۱۲	۱۹/۹۰۹	۳۴/۰۴۱	۲۰/۸۵۲	۰/۱۵۳	۰/۶۹۸
	دوسررانی	۲۲/۰۲۰	۱۲/۳۱۳	۲۰/۴۴۵	۱۴/۴۶۹	۰/۱۱۲	۰/۷۴۰
	راست رانی	۲۱/۶۶۶	۹/۸۱۶	۳۶/۶۵۸	۱۴/۸۰۹	۱۲/۳۰۰	۰/۰۰۱*
	پهن داخلی	۳۱/۱۱۸	۱۷/۴۱۹	۳۲/۵۶۵	۱۵/۵۷۴	۰/۰۵۹	۰/۸۱۰
	پهن خارجی	۳۰/۵۶۵	۱۸/۷۳۹	۳۲/۰۶۷	۱۶/۲۳۶	۰/۰۵۶	۰/۸۱۴
۴	گاستروکینمیوس داخلی	۳۶/۹۲۹	۱۴/۹۴۴	۳۴/۴۳۰	۱۶/۷۲۰	۰/۲۰۱	۰/۶۵۷
	گاستروکینمیوس خارجی	۲۵/۶۰۳	۱۲/۵۷۵	۴۰/۸۹۱	۲۱/۷۵۷	۶/۵۷۳	۰/۰۱۵
	نیم وتری	۳۲/۹۹۶	۱۹/۴۹۷	۳۱/۶۴۵	۱۷/۳۶۸	۰/۰۴۱	۰/۸۴۱
	دوسررانی	۱۸/۲۸۸	۸/۰۳۷	۳۰/۸۸۱	۱۶/۶۴۰	۸/۵۱۲	۰/۰۰۶۸*
	راست رانی	۲۹/۷۰۶	۱۱/۰۲۰	۴۳/۴۱۴	۱۴/۰۷۱	۹/۷۹۹	۰/۰۰۴*
	پهن داخلی	۴۵/۴۰۹	۱۷/۲۶۲	۴۱/۸۷۹	۱۵/۸۳۳	۰/۳۵۱	۰/۵۵۸
	پهن خارجی	۴۳/۸۷۳	۱۴/۱۰۷	۴۴/۱۴۱	۱۳/۹۴۵	۰/۰۰۳	۰/۹۵۸

بااین‌حال، ازآنجاکه مطالعه حاضر به‌طور مستقیم گشتاورهای مفصل زانو، کینماتیک زانو، بارگذاری ACL یا پیامدهای آسیب متعاقب را ارزیابی نکرد، فعالیت بیشتر عضله پهن داخلی مشاهده‌شده در گروه نمرات پایین‌تر LESS باید به‌عنوان یک ویژگی عصبی‌عضلانی احتمالی مرتبط با عملکرد فرود تفسیر شود، نه به‌عنوان شواهدی از بهبود کنترل زانو یا جذب نیرو. برای تعیین اینکه آیا تفاوت‌های موجود در فعال‌سازی عضله پهن داخلی از نظر عملکردی با مکانیک زانو یا بروز متعاقب آسیب ACL ارتباط دارند، انجام مطالعات بیومکانیکی و آینده‌نگر بیشتری مورد نیاز است. این یافته‌ها نشان می‌دهند که ویژگی‌های عصبی‌عضلانی عضلات چهارسر ران، به‌ویژه عضله پهن داخلی، ممکن است با تفاوت‌های موجود در عملکرد فرود شناسایی‌شده بر اساس نمرات LESS مرتبط باشند (۲۹، ۳۳).



شکل ۳. مقایسه فعالیت الکترومیوگرافیک نرمال‌شده (EMG) (%MVIC) عضلات منتخب اندام تحتانی بین گروه‌های دارای نمرات بالاتر و پایین‌تر LESS در رویدادهای مختلف تکلیف پرش–فرود

شواهد پیشین نشان می‌دهند که فعال‌سازی عضله پهن داخلی طی تکالیف فرود ممکن است با متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با خطر آسیب ACL ارتباط داشته باشد (۳۴). به‌طور خاص، کنترل عصبی‌عضلانی عضلات چهارسر ران به‌عنوان یکی از عوامل مهم مؤثر بر ثبات مفصل زانو و الگوهای حرکتی اندام تحتانی طی فعالیت‌های پویا شناخته شده است. اگرچه شواهد موجود در منابع علمی به‌طور مداوم ارتباط مستقیمی بین فعال‌سازی عضله پهن داخلی و بروز آسیب ACL نشان نداده‌اند، مطالعات متعددی بیان کرده‌اند که کنترل عصبی‌عضلانی طی رویدادهای پربار فرود ممکن است با پروفایل‌های خطر آسیب مرتبط باشد؛ بنابراین، فعالیت بیشتر عضله پهن داخلی مشاهده‌شده در گروه نمرات پایین‌تر LESS در مطالعه حاضر ممکن است بازتاب‌دهنده تفاوت در راهبردهای کنترل عصبی‌عضلانی طی تکالیف ورزشی پرفشار باشد (۳۵).

از دیدگاه بیومکانیکی، الگوی فعال‌سازی عضله پهن داخلی طی رویداد اوج نیروی عکس‌العمل زمین ممکن است با مکانیک مفصل زانو در حین فرود مرتبط باشد. شواهد پیشین نشان می‌دهند که فعال‌سازی بیشتر عضله پهن داخلی با کنترل مفصل زانو ارتباط دارد و ممکن است به محدود کردن حرکت بیش‌ازحد زانو در صفحه فرونتال طی تکالیف فرود کمک کند (۳۶). بر این اساس، افزایش فعالیت عضله پهن داخلی پیش از اوج بارگذاری و در حین آن ممکن است در تنظیم توزیع نیرو در سراسر اندام تحتانی نقش داشته باشد. چنین پاسخ‌های عصبی‌عضلانی در منابع علمی به‌عنوان عواملی مرتبط با کنترل حرکت در شرایط فرود با تقاضای بالا و ویژگی‌های عملکرد عصبی‌عضلانی مطرح شده‌اند؛ بنابراین، فعال‌سازی بیشتر عضله پهن داخلی مشاهده‌شده در گروه نمرات پایین‌تر LESSممکن است بازتاب‌دهنده تفاوت در راهبردهای کنترل عصبی‌عضلانی طی حرکات پویای ورزشی باشد (۳۷). در رویداد ۳، فعالیت عضله راست رانی (RF) در گروه نمرات بالاتر LESS به‌طور معناداری بیشتر از گروه نمرات پایین‌تر LESS بود، درحالی‌که در فعالیت عضله دوسر رانی (BF) تفاوت معناداری بین دو گروه مشاهده نشد. این الگو ممکن است بازتاب‌دهنده تفاوت در راهبردهای عصبی‌عضلانی طی رویداد پیش‌رانش در تکلیف پرش– فرود باشد. افزایش فعال‌سازی هر دو عضله راست رانی و دوسر رانی ممکن است با تقاضای عضلانی بیشتر طی رویداد جدا شدن از زمین مرتبط باشد؛ بااین‌حال، این الگو ممکن است نشان‌دهنده تفاوت در راهبردهای کنترل عصبی‌عضلانی بین ورزشکاران دارای نمرات بالاتر و پایین‌تر LESS نیز باشد (۱۶). مطالعات پیشین نشان داده‌اند که افزایش هم‌فعالی عضلات آگونیست – آنتاگونیست طی تکالیف پرش یا فرود ممکن است با تغییر در الگوهای حرکتی و ویژگی‌های

تولید نیرو مرتبط باشد. چنین الگوهایی ممکن است بیانگر افزایش نیاز به تثبیت مفصل باشند و می‌توانند نشان‌دهنده تغییر در هماهنگی عصبی‌عضلانی طی تکالیف پویا باشند (۳۷). علاوه بر این، این تفاوت ممکن است بازتاب‌دهنده تغییرات در الگوهای فعال‌سازی عصبی‌عضلانی اختصاصی عضلات طی تکلیف پرش – فرود باشد. بااین‌حال، ازآنجاکه در مطالعه حاضر شاخص‌های هم‌انقباضی یا هم‌فعالی محاسبه نشدند، تفاوت‌های مشاهده‌شده باید بر اساس دامنه فعال‌سازی هر عضله به‌صورت مجزا تفسیر شوند و نباید به‌عنوان شواهدی از تغییر در هم‌فعالی آگونیست – آنتاگونیست در نظر گرفته شوند. چنین الگویی ممکن است با تقاضاهای متفاوت عصبی‌عضلانی طی چرخه‌های تکرارشونده پرش – فرود مرتبط باشد (۱۶). مطالعات پیشین مبتنی بر EMG گزارش کرده‌اند که ورزشکاران دارای ویژگی‌های متفاوت در عملکرد فرود ممکن است در طی رویدادهای پیش‌رانش و فرود، الگوهای متفاوتی از هم‌فعالی عضلات راست رانی و دوسر رانی نشان دهند. این الگوهای عصبی‌عضلانی ممکن است با تغییر در راهبردهای کنترل مفصل و هماهنگی حرکتی طی تکالیف پویا مرتبط باشند (۳۷). در رویداد ۴، یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که فعالیت عضله راست رانی (RF) در گروه دارای نمرات بالاتر LESS در مقایسه با گروه دارای نمرات پایین‌تر LESS بیشتر بود. این افزایش فعال‌سازی ممکن است بیانگر نقش عصبی‌عضلانی در کنترل الزامات مرتبط با ضربه و برخورد در رویداد تماس بعدی با زمین باشد. بااین‌حال، افزایش فعالیت عضله راست رانی ممکن است نشان‌دهنده تفاوت در راهبردهای عصبی‌عضلانی نیز باشد که احتمالاً با تغییر در هماهنگی بین‌عضلانی طی فرود مرتبط است. چنین الگویی ممکن است بیانگر مشارکت بیشتر عضلات چهارسر ران در مدیریت بارهای خارجی باشد؛ موضوعی که در مطالعات پیشین مطرح شده است و ممکن است با الگوهای حرکتی طی تکالیف پویا مرتبط باشد (۳۸).

این یافته‌ها بر اهمیت فعال‌سازی مناسب و به‌موقع عضله راست رانی (RF) طی فرود برای کنترل مؤثر حرکت تأکید دارند. از دیدگاه کاربردی، راهبردهای تمرین عصبی‌عضلانی با هدف بهبود هماهنگی و کنترل عضلات چهارسر ران طی تکالیف فرود ممکن است برای بهینه‌سازی الگوهای حرکتی در ورزشکاران با سطوح متفاوت خطر آسیب ACL مرتبط باشند؛ بااین‌حال، این مفاهیم باید با احتیاط تفسیر شوند، زیرا مطالعه حاضر پیامدهای آسیب را به‌طور مستقیم ارزیابی نکرده است (۲۱، ۳۹) و بنابراین نمی‌تواند ارتباطی بین الگوهای عصبی‌عضلانی و بروز واقعی آسیب رباط صلیبی قدامی برقرار کند. باید توجه داشت که سیستم امتیازدهی خطاهای فرود یک معیار جانشین برای کیفیت حرکت و خطر آسیب محسوب می‌شود و ارزیابی مستقیمی از بروز آسیب رباط صلیبی قدامی نیست؛ بنابراین، طبقه‌بندی گروه‌ها بر اساس نمراتLESS ، بیانگر شاخص‌های خطر مبتنی بر حرکت است، نه خطر قطعی و تأییدشده آسیب. علاوه بر این، الکترومایوگرافی سطحی اطلاعاتی درباره الگوهای فعال‌سازی عضلات فراهم می‌کند، اما تولید نیروی عضلانی یا بارگذاری مفصل را به‌طور مستقیم کمّی‌سازی نمی‌کند؛ بنابراین، تفسیرهای مرتبط با بارگذاری مکانیکی مفصل باید با احتیاط انجام شوند. یکی از ملاحظات روش‌شناختی مهم این مطالعه، عدم انجام تحلیل توان آماری پیشین برای تعیین حجم نمونه موردنیاز بود. حجم نمونه نهایی شامل ۶۳ شرکت‌کننده، بر اساس دسترسی به بازیکنان فوتبال رقابتی واجد شرایط در طول دوره جذب نمونه تعیین شد. با توجه به بررسی فعالیت چندین عضله در چهار رویداد مجزا، ممکن است توان آماری برخی از مقایسه‌های اختصاصی عضلات، به‌ویژه برای شناسایی تفاوت‌های کوچک‌تر بین گروه‌ها، محدود بوده باشد؛ بنابراین، یافته‌های حاضر باید با احتیاط تفسیر شوند و تأیید آن‌ها مستلزم انجام مطالعات آینده‌نگر با توان آماری کافی است.

نتیجه‌گیری نهایی

یافته‌های مطالعه حاضر نشان می‌دهند که الگوهای فعال‌سازی عصبی‌عضلانی اندام تحتانی بین بازیکنان فوتبال دارای نمرات بالاتر و پایین‌تر LESS طی یک تکلیف پرش – فرود متفاوت است. به‌طور مشخص، تفاوت‌های معنادار بین‌گروهی در فعالیت عضلات پهن داخلی، راست رانی و دوسر رانی در رویدادهای کینتیکی مختلف مشاهده شد که بر تغییرات وابسته به رویداد در راهبردهای فعال‌سازی عضلانی تأکید دارد. در مجموع، این یافته‌ها نشان می‌دهند که بازیکنان فوتبال دارای نمرات بالاتر و پایین‌ترLESS ، در رویدادهای کینتیکی منتخب طی تکلیف پرش – فرود، الگوهای متفاوتی از فعالیت EMG اختصاصی عضلات نشان دادند. این تفاوت‌های بین‌گروهی بیانگر ارتباط با عملکرد در آزمون LESS هستند و نباید به‌عنوان شواهدی از خطر بروز آتی آسیب رباط صلیبی قدامی یا وجود نقص‌های عصبی‌عضلانی علّی تفسیر شوند. برای تعیین اینکه آیا این ویژگی‌های EMG با بروز متعاقب آسیب ACL مرتبط هستند یا خیر، انجام مطالعات آینده‌نگر بیشتری مورد نیاز است. این یافته‌ها نشان می‌دهند که ارزیابی عصبی‌عضلانی ممکن است اطلاعات تکمیلی درباره ویژگی‌های عملکردی مرتبط با تفاوت‌های موجود در عملکرد LESS در میان بازیکنان فوتبال فراهم کند. بااین‌حال، مطالعه حاضر بررسی نکرد که آیا ارزیابی EMG می‌تواند در مقایسه با ابزارهای غربالگری مبتنی بر حرکت، مانند LESS، موجب بهبود طبقه‌بندی، پیش‌بینی، تصمیم‌گیری بالینی یا پیشگیری از آسیب شود یا خیر؛ بنابراین، مطالعات آینده‌نگر مورد نیاز هستند تا ارزش پیش‌بینی‌کنندگی و بالینی افزایشی حاصل از افزودن ارزیابی EMG به رویکردهای تثبیت‌شده غربالگری مبتنی بر حرکت را تعیین کنند، به‌ویژه با توجه به خطر بروز متعاقب آسیب ACL. انجام پژوهش‌های بیشتر برای بررسی این الگوهای عصبی‌عضلانی در جمعیت‌های بزرگ‌تر و ارزیابی ارزش پیش‌بینی‌کنندگی بالقوه آن‌ها در مطالعات با طرح آینده‌نگر ضروری است.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

پیش از شرکت در مطالعه، تمامی شرکت‌کنندگان اطلاعات لازم درباره مراحل و روند اجرای پژوهش را دریافت کردند و به‌صورت داوطلبانه رضایت‌نامه آگاهانه کتبی ارائه دادند. به شرکت‌کنندگان اطلاع داده شد که مشارکت در مطالعه کاملاً داوطلبانه است و می‌توانند در هر زمان و بدون هیچ‌گونه پیامدی از مطالعه انصراف دهند. تمامی اطلاعات شخصی و داده‌های پژوهشی به‌صورت محرمانه نگهداری شدند و صرفاً برای اهداف پژوهشی مورد استفاده قرار گرفتند. این مطالعه مطابق با استانداردهای اخلاقی اعلامیه هلسینکی و تمامی دستورالعمل‌ها و مقررات سازمانی و ملی قابل‌اعمال در زمینه پژوهش‌های involving انسان انجام شد. پروتکل مطالعه توسط دانشگاه شهید بهشتی تهران بررسی و تأیید شد (کد تأیید: IR.SBU.REC.1404.252)

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه حمایت مالی اختصاصی از سوی سازمان‌های تأمین‌کننده بودجه در بخش‌های دولتی، تجاری یا غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

AB در طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها و نگارش پیش‌نویس اولیه مقاله مشارکت داشت؛ HM بر مطالعه نظارت داشت و در مفهوم‌پردازی آن مشارکت کرد؛ DK در تحلیل داده‌ها مشارکت داشت؛ HMo در نگارش و بازنگری مقاله مشارکت

داشت؛ و PAA در تحلیل داده‌ها و همچنین نگارش و بازنگری مقاله مشارکت داشت. تمامی نویسندگان نسخه نهایی مقاله را مطالعه کرده و آن را تأیید کردند.

دسترسی به داده‌ها

داده‌های مورد استفاده در مطالعه حاضر، در صورت درخواست معقول، از نویسنده مسئول مقاله قابل دریافت هستند.

تعارض

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

References

1. Fu FH, Cohen SB, editors. Current concepts in ACL reconstruction. Thorofare (NJ): SLACK Incorporated; 2008.

2. Bahr R, Krosshaug T. Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. British Journal of Sports Medicine. 2005;39(6):324-329. [DOI:10.1136/bjsm.2005.018341]

3. Piri E, Jafarnezhadgero A, Dehghani M, Rezazadeh F, Enteshari-Moghaddam A. Running mechanics in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction 6-12 months after surgery: a systematic review and meta-analysis. Journal of Sport Biomechanics. 2026;12(1):52-69. [DOI:10.61882/JSportBiomech.12.1.52]

4. Pappas E, Zampeli F, Xergia SA, Georgoulis AD. Lessons learned from the last 20 years of ACL-related in vivo-biomechanics research of the knee joint. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2013;21(4):755-766. [DOI:10.1007/s00167-012-1955-0]

5. Belkhelladi M, Cierson T, Martineau PA. Biomechanical risk factors for increased anterior cruciate ligament loading and injury: a systematic review. Orthopaedic Journal of Sports Medicine. 2025;13(2):23259671241312681. [DOI:10.1177/23259671241312681]

6. Musahl V, Karlsson J. Anterior cruciate ligament tear. The New England Journal of Medicine. 2019;380(24):2341-2348. [DOI:10.1056/NEJMcp1805931]

7. Bates NA, McPherson AL, Rao MB, Myer GD, Hewett TE. Characteristics of inpatient anterior cruciate ligament reconstructions and concomitant injuries. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2016;24(9):2778-2786. [DOI:10.1007/s00167-014-3478-3]

8. Mather RC III, Koenig L, Kocher MS, Dall TM, Gallo P, Scott DJ, et al. Societal and economic impact of anterior cruciate ligament tears. The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume. 2013;95(19):1751-1759. [DOI:10.2106/JBJS.L.01705]

9. Viswanathan VK, Vaishya R, Iyengar KP, Jain VK, Vaish A. Strategies for preventing anterior cruciate ligament injuries in athletes: insights from a scoping review. Journal of Orthopaedics. 2025;67:101-110. [DOI:10.1016/j.jor.2025.01.001]

10. Etnoyer J, Cortes N, Ringleb SI, Van Lunen BL, Onate JA. Instruction and jump-landing kinematics in college-aged female athletes over time. Journal of Athletic Training. 2013;48(2):161-171. [DOI:10.4085/1062-6050-48.2.09]

11. Mohammad Zaheri R, Majlesi M, Fatahi A. Impact of lower-limb fatigue on kinetic risk factors for ACL injury during post-spike landings in volleyball athletes. Journal of Sport Biomechanics. 2026;11(4):466-484. [DOI:10.61882/JSportBiomech.11.4.466]

12. Clark NC. Sensorimotor control of functional joint stability: scientific concepts, clinical

considerations, and the articuloneuromuscular cascade paradigm in peripheral joint injury. Musculoskeletal Science and Practice. 2024;74:103198. [DOI:10.1016/j.msksp.2024.103198]

13. Padua DA, Marshall SW, Boling MC, Thigpen CA, Garrett WE Jr, Beutler AI. The Landing Error Scoring System (LESS) is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: the JUMP-ACL study. The American Journal of Sports Medicine. 2009;37(10):1996-2002. [DOI:10.1177/0363546509343200]

14. Padua DA, DiStefano LJ, Beutler AI, de la Motte SJ, DiStefano MJ, Marshall SW. The landing error scoring system as a screening tool for an anterior cruciate ligament injury-prevention program in elite-youth soccer athletes. Journal of Athletic Training. 2015;50(6):589-595. [DOI:10.4085/1062-6050-50.1.10]

15. Padua DA, Boling MC, DiStefano LJ, Onate JA, Beutler AI, Marshall SW. Reliability of the landing error scoring system-real time, a clinical assessment tool of jump-landing biomechanics. Journal of Sport Rehabilitation. 2011;20(2):145-156. [DOI:10.1123/jsr.20.2.145]

16. Pangestuputra AW, Changestu DA. Neuromuscular training in ACL injury prevention: a narrative review. Orthopaedic Journal of Sports Medicine. 2024;12(10 Suppl 3):2325967124S00394. [DOI:10.1177/2325967124S00394]

17. Buckthorpe M. Optimising the late-stage rehabilitation and return-to-sport training and testing process after ACL reconstruction. Sports Medicine. 2019;49(7):1043-1058. [DOI:10.1007/s40279-019-01102-z]

18. Buckthorpe M, Danelon F, La Rosa G, Nanni G, Stride M, Della Villa F. Recommendations for hamstring function recovery after ACL reconstruction. Sports Medicine. 2021;51(4):607-624. [DOI:10.1007/s40279-020-01400-x]

19. Buckthorpe M, La Rosa G, Della Villa F. Restoring knee extensor strength after anterior cruciate ligament reconstruction: a clinical commentary. International Journal of Sports Physical Therapy. 2019;14(1):159-172. [DOI:10.26603/ijspt20190159]

20. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. Clinical Biomechanics. 2001;16(5):438-445. [DOI:10.1016/S0268-0033(01)00019-5]

21. Zebis MK, Bencke J, Andersen LL, Døssing S, Alkjær T, Magnusson SP, et al. The effects of neuromuscular training on knee joint motor control during sidecutting in female elite soccer and handball players. Clinical Journal of Sport Medicine. 2008;18(4):329-337. [DOI:10.1097/JSM.0b013e31817f3e35]

22. Buckthorpe M, Della Villa F, Della Villa S, Roi GS. On-field rehabilitation part 1: 4 pillars of high-quality on-field rehabilitation are restoring movement quality, physical conditioning, restoring sport-specific skills, and progressively developing chronic training load. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2019;49(8):565-569. [DOI:10.2519/jospt.2019.8954]

23. Buckthorpe M, Della Villa F, Della Villa S, Roi GS. On-field rehabilitation part 2: a 5-stage program for the soccer player focused on linear movements, multidirectional movements, soccer-specific skills, soccer-specific movements, and modified practice. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 2019;49(8):570-575. [DOI:10.2519/jospt.2019.8952]

24. Claes S, Verdonk P, Forsyth R, Bellemans J. The "ligamentization" process in anterior cruciate ligament reconstruction: what happens to the human graft? A systematic review of the literature. The American Journal of Sports Medicine. 2011;39(11):2476-2483. [DOI:10.1177/0363546511402662]

25. Janssen RP, Scheffler SU. Intra-articular remodelling of hamstring tendon grafts after anterior cruciate ligament reconstruction. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2014;22(9):2102-2108. [DOI:10.1007/s00167-013-2634-5]

26. Stańczak M, Swinnen B, Kacprzak B, Pacek A, Surmacz J. Neurophysiology of ACL injury. Orthopedic Reviews. 2025;17:129173. [DOI:10.52965/001c.129173]

27. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography: results of the SENIAM project. Enschede: Roessingh Research and Development; 1999.

28. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000;10(5):361-374. [DOI:10.1016/S1050-6411(00)00027-4]

29. Walsh M, Boling MC, McGrath M, Blackburn JT, Padua DA. Lower extremity muscle activation and knee flexion during a jump-landing task. Journal of Athletic Training. 2012;47(4):406-413. [DOI:10.4085/1062-6050-47.4.17]

30. Phillips DA, Paletta S, Perlet M. Voluntary contractions underestimate peak muscle activity in drop jumps. International Biomechanics. 2025;12(1):1-6. [DOI:10.1080/23335432.2025.2518343]

31. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010;20(6):1023-1035. [DOI:10.1016/j.jelekin.2010.07.004]

32. Halaki M, Ginn K. Normalization of EMG signals: to normalize or not to normalize and what to normalize to? In: Naik GR, editor. Computational intelligence in electromyography analysis: a perspective on current applications and future challenges. Rijeka: InTech; 2012. p. 175-194. [DOI:10.5772/49957]

33. Marotta N, Demeco A, de Scorpio G, Indino A, Iona T, Ammendolia A. Late activation of the vastus medialis in determining the risk of anterior cruciate ligament injury in soccer players. Journal of Sport Rehabilitation. 2020;29(7):952-955. [DOI:10.1123/jsr.2019-0026]

34. Xue B, Yang X, Wang X, Yang C, Zhou Z. Limb dominance influences landing mechanics and neuromuscular control during drop vertical jump in patients with ACL reconstruction. Frontiers in Physiology. 2024;15:1488001. [DOI:10.3389/fphys.2024.1488001]

35. Theisen D, Rada I, Brau A, Gette P, Seil R. Muscle activity onset prior to landing in patients after anterior cruciate ligament injury: a systematic review and meta-analysis. PLOS ONE. 2016;11(5):e0155277. [DOI:10.1371/journal.pone.0155277]

36. Jeong J, Choi DH, Shin CS. Association between the medial-lateral quadriceps and hamstring muscle thickness and the knee kinematics and kinetics during single-leg landing. Sports Health. 2023;15(4):519-526. [DOI:10.1177/19417381231152476]

37. Sinsurin K, Vachalathiti R, Jalayondeja W, Limroongreungrat W. Knee muscular control during jump landing in multidirections. Asian Journal of Sports Medicine. 2016;7(2):e31248. [DOI:10.5812/asjsm.31248]

38. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. The American Journal of Sports Medicine. 2005;33(4):492-501. [DOI:10.1177/0363546504269591]

39. Zebis MK, Andersen CH, Bencke J, Ørntoft C, Linnebjerg C, Hölmich P, et al. Neuromuscular coordination deficit persists 12 months after ACL reconstruction but can be modulated by 6 weeks

of kettlebell training: a case study in women's elite soccer. Case Reports in Orthopedics. 2017;2017:4269575. [DOI:10.1155/2017/4269575]