

Research Paper



Impact of Lower-Limb Fatigue on Kinetic Risk Factors for ACL Injury During Post-Spike Landings in Volleyball Athletes

Rafe Mohammad Zaheri¹ , *Mahdi Majlesi¹ , Ali Fatahi²

1. Department of Sport Biomechanics, Ha.C., Islamic Azad University, Hamedan, Iran.

2. Department of Physical Education and Sport Sciences, CT.C., Islamic Azad University, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online



Citation: 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. <https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.11.4.466>

<https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.11.4.466>



Article Info:

Received: 14 July 2025

Accepted: 7 October 2025

Available Online: 7 October 2025

Keywords:

Volleyball spike landing,
Dominant/non-dominant,
ACL, Fatigue, Lower
extremities

ABSTRACT

Objective Limited evidence exists regarding biomechanical asymmetries between dominant and non-dominant limbs following fatigue in double-leg landings. The present study investigated potential risk factors for ACL injury during post-spike landings in elite volleyball athletes.

Methods This study used a cross-sectional experimental design with twenty-eight elite male volleyball players. Fatigue was induced using the Bosco squat jump test, and spike landings were assessed pre- and post-fatigue. Three-dimensional kinematics (200 Hz, Vicon system) and ground reaction forces (1000 Hz, Kistler plates) were collected, and hip, knee, and ankle joint moments were calculated. Statistical analysis included paired t-tests and two-way repeated-measures ANOVA (factors: fatigue × limb dominance, $p < 0.05$).

Results The results demonstrated a significant decrease in vertical jump height among volleyball players after experiencing fatigue ($p = 0.000$). Additionally, fatigue led to a substantial reduction in joint moment across all joints ($p < 0.05$). The findings revealed an asymmetry in moment values between the dominant and non-dominant legs, with the dominant leg exhibiting a greater moment in the frontal plane and a lower moment in the sagittal plane compared to the non-dominant leg ($p < 0.05$).

Conclusion According to the results, fatigue led to a decrease in jump height and consequently reduced moment in most joints during landing. Additionally, regardless of fatigue, the difference between the dominant and non-dominant legs was significant in most cases, indicating a higher risk of ACL injury in the dominant leg. Therefore, asymmetry in kinetic variables between the two legs may be a more critical factor in ACL injury risk.

* Corresponding Author:

Mahdi Majlesi

Address: Department of Sport Biomechanics, Ha.C., Islamic Azad University, Hamedan, Iran.

E-mail: m.majlesi@iau.ac.ir

This is an open access article under the terms of the [Creative Commons Attribution License \(CC BY 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

© 2026 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

Extended Abstract

1. Introduction

Anterior cruciate ligament (ACL) injuries are among the most common non-contact sports injuries, particularly during landing and pivoting movements, often requiring 6–12 months of rehabilitation (1,2,3). Biomechanical risk factors include increased knee abduction and internal rotation with limited flexion during landing (4,5). Studies have shown that reduced knee flexion and greater lateral trunk lean elevate ACL strain during single-leg landings (6,7). Leppänen et al. (2017) reported that every 10° increase in knee flexion reduces ACL injury risk by 45%, while each 100 N rise in ground reaction force (GRF) increases it by 26% (8). Dempsey et al. (2007) also found that external rotation of the foot and knee, hip abduction, and trunk lateral flexion increase valgus and internal rotation loads at the knee, predisposing athletes to ACL injury (9). Additionally, factors such as higher jump height, body weight, and reduced hamstring-to-quadriceps activation ratios have been associated with increased vertical GRF and joint loading (10,11). In volleyball, with an injury incidence of about 4.21 per 1000 playing hours, ACL tears are particularly common during spike landings (14,15). Fatigue has been identified as a key contributor to altered landing mechanics; some studies indicate that fatigue leads to a more upright landing posture with reduced lower limb flexion, thereby increasing ACL injury risk (19,20), while others suggest compensatory mechanisms that may decrease risk (21,22). Discrepancies also exist regarding whether the dominant or non-dominant leg is more prone to injury (26–28). Therefore, the present study aimed to analyze the kinetic characteristics of volleyball spike landings—specifically the ground reaction forces, vertical loading rate, and lower limb joint moments—and to examine the effects of fatigue and leg dominance on these variables, in order to better understand potential mechanisms underlying ACL injury risk.

2. Methods

Twenty-eight professional male volleyball players (age: 24.56 ± 2.14 years; height: 1.81 ± 0.15 m; weight: 76.14 ± 9.09 kg) from Iranian leagues participated voluntarily. All trained ≥ 5 days per week and had no history of musculoskeletal injury or medication use in the past year. Sample size was calculated using G*Power ($\alpha = 0.05$, power = 0.80). Participants provided written informed consent, and the study was approved by the university ethics committee in accordance with the Declaration of Helsinki.

Three-dimensional motion capture (Vicon T20, Oxford, UK; 200 Hz) with sixteen 14-mm reflective markers (Plug-in Gait model) and two synchronized Kistler force plates (Type 9281; 1000 Hz) were used to collect kinematic and kinetic data during volleyball spike landings. After a standardized 15-minute warm-up and familiarization trials, each player performed three approach steps, a spike jump, and landing on the plates. The dominant leg was identified using a ball-kicking test. Jump height was determined as the vertical displacement of the anterior superior iliac spine marker between standing and peak jump.

Fatigue was induced using the Bosco squat-jump protocol, involving continuous 90° squat jumps for 60 seconds. The post-test was performed immediately after fatigue when the Sargent jump height decreased by $\geq 30\%$ compared with baseline. Kinematic data were filtered using a fourth-order Butterworth filter at 6 Hz, and kinetic data at 20 Hz, normalized to body weight.

Peak ground reaction forces (vertical, anterior–posterior, and medial–lateral), loading rate, and lower limb joint moments were calculated using inverse dynamics. Statistical analysis was performed with SPSS 21, applying two-way repeated-measures ANOVA (time $\times$ leg) and paired t-tests for pre- and post-fatigue comparisons, with significance set at $p < 0.05$.

3. Results

The results showed a significant decline in jump height following fatigue, with mean values decreasing from 57.20 ± 9.22 cm before fatigue to 50.76 ± 8.98 cm after fatigue ($t = 5.77$, $p < 0.001$). Analysis of ground reaction force (GRF) variables revealed that fatigue significantly influenced only the peak posterior ground reaction force (FPmax; $p = 0.017$), showing a reduction of about 12%, whereas other GRF components and loading rate did not change significantly ($p > 0.05$). The foot factor was significant only

for the peak lateral GRF (FLmax; $p = 0.017$), with higher values observed in the non-dominant leg. No significant fatigue $\times$ foot interaction effects were found for any GRF variable (Table 1).

In terms of joint kinetics, fatigue significantly affected the hip extension moment ($p = 0.044$), which decreased by approximately 21% after fatigue, while other hip moment variables remained unaffected. The foot factor had a significant impact on hip joint moments ($p < 0.05$), except for the external rotation moment in the horizontal plane ($p = 0.596$). Abduction and adduction moments were higher in the dominant leg, whereas other components showed greater values in the non-dominant leg. The interaction between fatigue and foot dominance was not significant for hip moments (Table 2). Moreover, fatigue significantly reduced several knee joint moments, including extension ($\approx 10\%$), flexion ($\approx 62\%$), adduction ($\approx 26\%$), and external rotation ($\approx 44\%$) moments ($p < 0.05$), while abductor and internal rotation moments remained unchanged. At the ankle, significant reductions were also found in plantar flexion ($\approx 20\%$) and inversion ($\approx 38\%$) moments after fatigue ($p < 0.05$). Foot dominance influenced most joint moments, with the dominant leg showing higher eversion, dorsiflexion, and internal rotation moments, whereas the non-dominant leg exhibited greater plantar flexion. Overall, the results suggest that fatigue notably reduced jump height and selectively affected posterior GRF and hip, knee, and ankle joint moments, indicating compromised lower-limb neuromuscular control under fatigue conditions.

Table 1. Mean and standard deviation of GRF variables and loading rates in dominant and non-dominant legs during landing after pre- and post-fatigue (normalized to the subject's body weight).

		Mean $\pm$ SD		Fatigue		Foot		Interaction Fatigue*Foot	
		Non-dominant leg	Dominant leg	P.value	F	P.value	F	P.value	F
FVmax	PRE	3.49 $\pm$ 1.01	3.82 $\pm$ 1.20	0.452	0.581	0.177	1.924	0.247	1.398
	POST	3.31 $\pm$ 0.98	3.59 $\pm$ 1.27						
Fmax	PRE	0.33 $\pm$ 0.34	0.28 $\pm$ 0.29	0.221	1.57	0.385	0.778	0.281	1.212
	POST	0.37 $\pm$ 0.31	0.37 $\pm$ 0.37						
FPmax	PRE	2.17 $\pm$ 0.74	2.25 $\pm$ 0.74	0.017	6.535	0.691	0.162	0.725	0.126
	POST	1.96 $\pm$ 0.72	1.99 $\pm$ 0.46						
FMmax	PRE	0.73 $\pm$ 0.26	0.81 $\pm$ 0.34	0.247	1.398	0.133	2.393	0.631	0.237
	POST	0.76 $\pm$ 0.38	0.87 $\pm$ 0.38						
FLmax	PRE	0.09 $\pm$ 0.10	0.05 $\pm$ 0.06	0.287	1.182	0.017	6.495	0.279	1.220
	POST	0.12 $\pm$ 0.12	0.05 $\pm$ 0.06						
Loading Rate	PRE	0.05 $\pm$ 0.01	0.05 $\pm$ 0.01	0.217	1.598	0.445	0.601	0.547	0.372
	POST	0.04 $\pm$ 0.01	0.04 $\pm$ 0.01						

Note: FVmax, peak vertical GRF; Fmax, peak anterior GRF; FPmax, peak posterior GRF; FMmax, peak medial GRF and FLmax, peak lateral GRF.

Table 2. Mean and standard deviation of hip joint moments in the sagittal, frontal, and horizontal planes during landing after pre- and post-fatigue

		Mean $\pm$ SD		Fatigue		Foot		Interaction Fatigue*Foot	
		Non-dominant leg	Dominant leg	P.value	F	P.value	F	P.value	F
Extension	PRE	1.81 $\pm$ 1.07	0.98 $\pm$ 1.15	0.044	4.556	0.003	11.438	0.370	0.835
	POST	1.47 $\pm$ 1.08	0.82 $\pm$ 0.86						
Abduction	PRE	-1.18 $\pm$ 0.88	-1.64 $\pm$ 1.06	0.185	1.865	0.024	5.877	0.311	1.074
	POST	-1.06 $\pm$ 1.19	-1.37 $\pm$ 1.05						
External rotation	PRE	0.06 $\pm$ 0.12	0.06 $\pm$ 0.33	0.409	0.709	0.596	0.289	0.328	0.998
	POST	0.07 $\pm$ 0.14	0.07 $\pm$ 0.22						
Flexion	PRE	0.22 $\pm$ 0.83	-0.01 $\pm$ 0.73	0.923	0.010	0.043	4.238	0.328	0.997
	POST	0.27 $\pm$ 0.94	-0.08 $\pm$ 0.91						
Adduction	PRE	-2.60 $\pm$ 1.08	-3.18 $\pm$ 1.26	0.490	0.492	0.001	13.149	0.594	0.292
	POST	-2.43 $\pm$ 1.10	-3.31 $\pm$ 0.99						
Internal rotation	PRE	-0.43 $\pm$ 0.33	-0.25 $\pm$ 0.27	0.052	4.215	0.036	4.934	0.452	0.586
	POST	-0.35 $\pm$ 0.27	-0.22 $\pm$ 0.27						

4. Discussion

This study examined the effects of fatigue on ground reaction forces (GRF), loading rate, and lower limb joint moments during volleyball spike landings. Fatigue selectively influenced the posterior GRF component, which decreased by approximately 12% after fatigue, while other GRF components and the loading rate remained unchanged. The observed 13% reduction in jump height likely contributed to this decrease, as previous studies have shown a direct relationship between GRF magnitude and jump height (50). These findings suggest that fatigue may increase the risk of lower-limb injury by altering the forces transmitted through the kinetic chain (51). Although GRF and loading rate are widely used to quantify external loads on the musculoskeletal system (33), the current study found no significant fatigue-induced change in loading rate, supporting the results of James et al. (54), who also reported stable vertical GRF and loading rate following fatigue. This consistency may indicate the body's adaptive capacity to maintain impact control despite neuromuscular fatigue (52,53).

Fatigue significantly affected the hip joint kinetics, with a 21% decrease in hip extension moment after fatigue. This reduction may reflect decreased activation of hip extensor muscles, which are essential for maintaining stability and controlling the body's center of gravity (55). Similarly, fatigue reduced knee and ankle joint moments across multiple planes, aligning with prior findings that reported lower joint angles and moments during fatigued landings as adaptive mechanisms to maintain stability (56,57). Leg dominance also influenced joint kinetics, with higher hip adduction and knee abduction moments in the dominant leg—factors associated with greater ACL injury risk (59,60). Previous research confirms that inter-limb asymmetry contributes to altered joint mechanics and may predispose the dominant leg to ACL injury (61–63).

In conclusion, fatigue reduced jump height and several joint moments but did not substantially alter GRF loading patterns. However, asymmetry between dominant and non-dominant legs appears to be a more influential risk factor for ACL injury. Therefore, implementing strength and balance programs that enhance inter-limb symmetry may help mitigate injury risk and improve athletic performance in volleyball players.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All ethical considerations in this study were fully observed, and the research was conducted in accordance with the principles outlined in the Declaration of Helsinki.

Funding

This research did not receive any financial support from the government, private, or non-profit organizations.

Authors' contributions

All authors contributed equally to preparing the article.

Conflicts of interest

The authors declare that there are no conflicts of interest associated with this article.

مقاله پژوهشی

تأثیر خستگی اندام تحتانی بر عوامل خطر کینتیکی آسیب دیدگی رباط متقاطع قدامی زانو در فرود پس از اسپک در والیبالیست‌ها

رافع محمدظاهری^۱، * مهدی مجلسی^۱، علی فتاحی^۲

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.

۲. گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online

**Citation:** 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. <https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.11.4.466> <https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.11.4.466>

چکیده

هدف شواهد محدودی در مورد عدم تقارن‌های بیومکانیکی بین اندام غالب و غیرغالب پس از خستگی در فرودهای دوپا وجود دارد. مطالعه حاضر به بررسی عوامل بالقوه خطر آسیب رباط صلیبی قدامی (ACL) در هنگام فرود پس از اسپک در والیبالیست‌های حرفه‌ای پرداخت.

روش‌ها این پژوهش از طرح مقطعی - تجربی استفاده کرد و با حضور ۲۸ بازیکن والیبال حرفه‌ای مرد انجام شد. برای ایجاد خستگی از آزمون پرش اسکوات بوسکو استفاده گردید و فرودهای پس از اسپک قبل و بعد از اعمال خستگی ارزیابی شدند. داده‌های کینماتیک سه‌بعدی (با فرکانس ۲۰۰ هرتز، سیستم Vicon) و نیروهای عکس‌العمل زمین (با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز، صفحه نیروی Kistler) ثبت شدند و گشتاور مفاصل ران، زانو و مچ پا محاسبه گردید. تحلیل آماری شامل آزمون t زوجی و آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر دوطرفه (عوامل: خستگی × غالب یا غیرغالب بودن اندام، سطح معناداری $P < 0.05$) بود.

یافته‌ها نتایج نشان داد که ارتفاع پرش عمودی بازیکنان پس از خستگی به‌طور معناداری کاهش یافت ($P < 0.05$) همچنین خستگی باعث کاهش قابل توجه گشتاور در تمامی مفاصل شد ($P < 0.05$). یافته‌ها بیانگر وجود عدم تقارن در مقادیر گشتاور بین پای غالب و غیرغالب بودند؛ به‌طوری که پای غالب در صفحه فرونتال گشتاور بیشتری و در صفحه ساجیتال گشتاور کمتری نسبت به پای غیرغالب نشان داد ($P < 0.05$).

نتیجه‌گیری بر اساس نتایج، خستگی منجر به کاهش ارتفاع پرش و در پی آن کاهش گشتاور در بیشتر مفاصل طی فرود گردید. علاوه بر این، صرف‌نظر از خستگی، تفاوت بین پای غالب و غیرغالب در اکثر موارد معنادار بود که بیانگر خطر بیشتر آسیب ACL در پای غالب است. بنابراین، عدم تقارن متغیرهای کینتیکی بین دو پا می‌تواند عامل مهم‌تری در خطر آسیب ACL محسوب شود.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۲۳ تیر ۱۴۰۴

تاریخ پذیرش: ۱۵ مهر ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۱۵ مهر ۱۴۰۴

کلید واژه‌ها:

فرود اسپک والیبال، پای غالب/غیرغالب، رباط صلیبی قدامی، خستگی، اندام تحتانی

*نویسنده مسئول:

مهدی مجلسی

آدرس: گروه بیومکانیک ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.

ایمیل: m.majlesi@iau.ac.ir

مقدمه

آسیب‌های رباط صلیبی قدامی (ACL) یکی از شایع‌ترین آسیب‌ها در میان ورزشکاران به شمار می‌روند (۱). دوره بازتوانی پس از این آسیب معمولاً بین ۶ تا ۱۲ ماه طول می‌کشد تا ورزشکاران بتوانند به میدین ورزشی بازگردند (۲). حدود ۷۲ درصد از آسیب‌های ACL در موقعیت‌های غیربرخوردی مانند پرش، فرود و تغییر جهت ناگهانی رخ می‌دهد (۳). عوامل خطر بیومکانیکی مؤثر در بروز آسیب ACL شامل افزایش آبداکشن و چرخش داخلی زانو همراه با محدودیت فلکشن زانو در هنگام فرود است (۴)، به‌ویژه زمانی که در ورزش‌های غیربرخوردی گشتاور آبداکشن زانو بیشتر باشد (۵).

مطالعات مختلف به بررسی عوامل مؤثر در بروز آسیب ACL پرداخته‌اند و متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی را مدنظر قرار داده‌اند. این عوامل شامل کاهش فلکشن زانو، افزایش آبداکشن زانو و فلکشن جانبی تنه روی پای تحمل‌کننده وزن در مانورهای فرود تک‌پا هستند (۶،۷). لپان و همکاران (۲۰۱۷) گزارش کردند که به‌ازای هر ۱۰ درجه افزایش در اوج فلکشن زانو هنگام پرش عمودی، خطر آسیب ACL به میزان ۰/۵۰ برابر کاهش می‌یابد. همچنین، هر افزایش ۱۰۰ نیوتنی در نیروی عکس‌العمل زمین (GRF) این خطر را ۱/۲۶ برابر افزایش می‌دهد (۸). در مطالعه‌ای دیگر، دمپسی و همکاران (۹) کینماتیک و کینتیک مفاصل ران، زانو و مچ پا را در ورزشکاران مرد تیمی طی تکلیف دریافت توپ بالای سر و فرود بررسی کردند. آنان مشاهده کردند که هنگام دریافت توپ روی پای غالب، گشتاور والگوس زانو افزایش می‌یابد. علاوه بر این، فرود با وضعیت چرخش خارجی پا و زانو، آبداکشن و چرخش داخلی ران، و فلکشن جانبی تنه با افزایش بار والگوس و چرخش داخلی زانو همراه بود. این یافته‌ها نشان می‌دهد چنین الگوهای فرودی می‌توانند خطر آسیب‌های غیربرخوردی ACL را افزایش دهند. چندین عامل دیگر از جمله افزایش ارتفاع پرش، وزن بدن بیشتر، کاهش نسبت فعالیت عضلات چهارسر به همسترینگ، و افزایش نرخ بارگذاری می‌توانند موجب افزایش GRF عمودی در هنگام فرود شوند که این افزایش، احتمال آسیب‌دیدگی زانو را بالا می‌برد (۱۰، ۱۱). از آنجا که GRF عمودی در طول زنجیره کینتیکی منتقل می‌شود، گشتاورهای چرخشی به مفصل زانو وارد می‌کند (۱۲) و این امر می‌تواند منجر به افزایش گشتاورها، بی‌ثباتی مفصل و در نهایت افزایش خطر آسیب ACL گردد (۱۳).

با وجود محبوبیت گسترده والیبال، این رشته ورزشی با خطر قابل‌توجهی از آسیب‌های اسکلتی-عضلانی همراه است. نرخ آسیب در والیبال‌بست‌ها به ۴/۲۱ آسیب در هر ۱۰۰۰ ساعت بازی می‌رسد که بیشترین موارد در مفاصل مچ پا، زانو و شانه مشاهده می‌شود (۱۴). در این ورزش، آسیب‌های ACL اغلب در مرحله فرود پس از پرش اسپیک رخ می‌دهند (۱۵). همچنین مطالعات متعددی نشان داده‌اند که خستگی می‌تواند بر بیومکانیک فرود تأثیرگذار باشد (۱۶-۱۸). پژوهش‌های پیشین در مورد تأثیر خستگی بر متغیرهای کینتیکی نتایج متناقضی را نشان داده‌اند. برخی مطالعات تأکید کرده‌اند که خستگی به‌طور معناداری خطر آسیب رباط صلیبی قدامی (ACL) را افزایش می‌دهد. یافته‌های این پژوهش‌ها نشان می‌دهد که پس از خستگی، فرودها در وضعیت عمودی‌تر و با کاهش زاویه فلکشن در اندام تحتانی و تنه انجام می‌شوند (۱۹، ۲۰). در مقابل، برخی دیگر از مطالعات گزارش کرده‌اند که افزایش زاویه فلکشن در اندام تحتانی هنگام فرود بیانگر حالت محتاطانه‌تر و کاهش خطر آسیب است (۲۱، ۲۲). افزون بر این، در زمینه الگوی والگوس نتایج متناقضی مشاهده شده است؛ به‌گونه‌ای که بعضی پژوهش‌ها بیان کرده‌اند خستگی موجب افزایش والگوس زانو در حین فرود می‌شود (۲۳، ۲۴)، در حالی که برخی دیگر کاهش این الگو را گزارش کرده‌اند (۲۵). تعارض دیگری که در ادبیات پژوهشی مشاهده می‌شود مربوط به عدم تقارن بین پای غالب و غیرغالب است. برخی مطالعات خطر آسیب را در پای غالب بیشتر گزارش

کرده‌اند (۲۶)، در حالی که برخی دیگر خطر را در پای غیرغالب بالاتر دانسته‌اند (۲۷). همچنین، بعضی از پژوهش‌ها هیچ تفاوت معناداری میان دو پا نیافته‌اند (۲۸).

علاوه بر این، در نحوه اجرای آزمون‌های فرود نیز تفاوت‌هایی وجود دارد. بسیاری از پژوهش‌ها فرود از ارتفاع ثابت روی صفحه نیرو را بررسی کرده‌اند (۲۹،۳۰)، در حالی که برخی دیگر - مشابه پژوهش حاضر - متغیرهای بیومکانیکی فرود را پس از پرش از سطح زمین تحلیل کرده‌اند (۱۰،۳۱). در مجموع، شواهد موجود نشان می‌دهد که افزایش خستگی با افزایش نرخ آسیب‌دیدگی همراه است (۳۲،۳۳). برای نمونه، بخش قابل توجهی از آسیب‌های غیربرخوردی زانو در بازی‌های راگی در ۱۵ دقیقه پایانی نیمه اول و ۳۰ دقیقه پایانی نیمه دوم رخ داده است (۳۴). همچنین تحقیقات نشان داده‌اند که خستگی ناشی از والیبال موجب تغییرات نامطلوب در حس عمقی مفصل زانو می‌شود و این امر می‌تواند حساسیت ورزشکاران به آسیب‌دیدگی را افزایش دهد و نقش خستگی در بروز آسیب‌های اندام تحتانی را برجسته سازد (۳۵). با توجه به این شواهد، تعیین اینکه آیا خستگی به‌طور مستقل بر ویژگی‌های کینتیکی پرش و فرود پس از اجرای مهارت اسپک در والیبال اثر می‌گذارد یا خیر، اهمیت بسیاری دارد. چنین دانشی می‌تواند در طراحی مداخلات تمرینی مؤثر و ارتقای عملکرد جسمانی ورزشکاران نقش کلیدی ایفا کند. بر همین اساس، هدف مطالعه حاضر تحلیل نیروهای عکس‌العمل زمین (GRFs)، نرخ بارگذاری عمودی نیرو و گشتاور مفاصل اندام تحتانی در هنگام فرود پس از اسپک در والیبال بود. همچنین، این پژوهش به بررسی و مقایسه متغیرهای کینتیکی بین پای غالب و غیرغالب و ارزیابی نقش خستگی در تغییرات عملکرد آن‌ها پرداخته است.

روش شناسی

شرکت‌کنندگان

برای تعیین حجم نمونه پژوهش، از نرم‌افزار G*Power با سطح معناداری ۰/۰۵ و توان آماری ۸۰ درصد استفاده شد (۳۶). در این مطالعه در مجموع ۲۸ بازیکن حرفه‌ای والیبال از لیگ‌های معتبر ایران شرکت داشتند. این ورزشکاران حداقل ۵ روز در هفته به تمرین والیبال مشغول بودند و به صورت داوطلبانه در پژوهش حضور یافتند. میانگین سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی (BMI) شرکت‌کنندگان به ترتیب برابر با $24/56 \pm 2/14$ سال، $1/81 \pm 0/15$ متر، $76/14 \pm 9/09$ کیلوگرم و $23/71 \pm 2/27$ بود. هیچ‌یک از شرکت‌کنندگان در یک سال گذشته سابقه آسیب جدی اندام فوقانی یا تحتانی، از جمله دررفتگی مفصل، کشیدگی عضلانی یا شکستگی نداشتند. همچنین، در طول دوره مطالعه تحت درمان دارویی خاصی قرار نداشتند. پیش از آغاز پژوهش، تمامی افراد رضایت‌نامه آگاهانه خود را تکمیل کردند و توضیحات کامل در مورد مراحل آزمون، نحوه اندازه‌گیری متغیرها و روش شناسی مطالعه در اختیار آنان قرار گرفت. این پژوهش با تأیید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه انجام شد و تمامی مراحل آن مطابق با بیانیه هلسینکی رعایت گردید.

ابزار اندازه‌گیری

تحلیل حرکت با استفاده از سیستم تحلیل حرکت سه‌بعدی Vicon (Vicon Peak, Oxford, UK) شامل شش دوربین سری T20 با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز انجام شد. برای ثبت حرکات اندام تحتانی شرکت‌کنندگان در حین اجرای وظایف تعیین‌شده، از ۱۶ مارکر بازتابنده با قطر ۱۴ میلی‌متر بر اساس مدل Plug-In Gait Marker Set استفاده گردید (۳۷). این مارکرهای کروی

در نقاط آناتومیکی خاص روی اندام‌های تحتانی دو طرف شرکت‌کنندگان نصب شدند (۳۸). به‌طور همزمان، داده‌های کینتیکی با استفاده از دو صفحه نیرو Kistler (Type9281, Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland) ثبت شد که با دوربین‌ها همگام‌سازی شده بودند و داده‌ها را با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری می‌کردند. تحلیل داده‌های کینماتیکی و کینتیکی به ترتیب با نرم‌افزارهای Nexus 1.8.5 و Polygon 4.3 (Vicon Motion Systems, Oxford, UK) انجام گرفت.

روش اجرای آزمون

برای اجرای تکلیف فرود پس از اسپک در آزمایشگاه، تور والیبال در ارتفاع ۲/۴۳ متر در مرکز ناحیه کالیبراسیون نصب شد، به‌گونه‌ای که لبه طولی آن در امتداد صفحات نیرو قرار گیرد. پیش از آغاز آزمون‌ها، آزمودنی‌ها یک دوره گرم‌کردن ۱۵ دقیقه‌ای شامل حرکات اندام فوقانی و تحتانی مطابق با روال استاندارد گرم‌کردن والیبال انجام دادند. سپس هر شرکت‌کننده پنج حرکت اسپک آزمایشی اجرا کرد تا با شرایط آزمایشگاه آشنا شود. پیش از وظایف تعیین‌شده، یک آزمون استاتیک برای تعیین مراکز مفصلی و مختصات اندام‌ها انجام شد. پس از آن، شرکت‌کنندگان موظف بودند وظیفه فرود پس از اسپک را با سه گام والیبال، پرش و فرود بر روی صفحات نیرو اجرا کنند. زمانی که هر دو پا در محدوده صفحات نیرو قرار می‌گرفت، پرش معتبر تلقی شده و برای تحلیل استفاده شد. برای تعیین پای غالب، پیش از آزمون از شرکت‌کنندگان خواسته شد یک توپ را شوت کنند (۳۹). همچنین ارتفاع پرش به‌عنوان اختلاف موقعیت مارکر خار خاصه قدامی فوقانی در بیشترین ارتفاع پرش نسبت به وضعیت ایستاده تعریف شد (۴۰).

برای اعمال پروتکل خستگی محیطی، از آزمون بوسکو استفاده شد. این پروتکل شامل پرش‌های مکرر اسکوات با وزن بدن در زاویه ۹۰ درجه زانو به مدت ۶۰ ثانیه بود (۴۱). برای اطمینان از رسیدن شرکت‌کنندگان به خستگی موردنظر، یک نوار کشی بین دو صندلی قرار داده شد تا در هر بار پرش، ورزشکاران با عضلات گلوئیتال آن را لمس کنند. ارتفاع نوار متناسب با قد هر فرد تنظیم شد (۴۲). پایایی آزمون بوسکو قبلاً با ضریب $r = 0.95$ گزارش شده است (۴۱، ۴۳). پیش از اجرای پروتکل بوسکو، ارتفاع پرش عمودی بیشینه شرکت‌کنندگان با آزمون سارجنت ثبت شد و دو بار تکرار گردید (۴۴). پس از تکمیل پروتکل خستگی بوسکو، آزمون پس‌خستگی زمانی انجام می‌شد که ارتفاع پرش سارجنت فرد حداقل ۳۰ درصد نسبت به مقدار اولیه کاهش یافته باشد (۴۵). در صورتی که این میزان کاهش حاصل نمی‌شد، پروتکل خستگی برای فرد تکرار می‌گردید. مطابق با توصیه سانتاماریا و وبستر (۴۶)، فاصله زمانی بین پروتکل خستگی و آزمون فرود به حداقل رسانده شد و بنابراین، آزمون بلافاصله پس از اجرای پروتکل خستگی انجام گرفت.

داده‌های خام کینماتیکی ابتدا پردازش و با استفاده از فیلتر Butterworth مرتبه چهارم و فرکانس قطع ۶ هرتز صاف شدند. به‌طور مشابه، داده‌های کینتیکی نیز با فیلتر Butterworth مرتبه چهارم و فرکانس قطع ۲۰ هرتز فیلتر و بر اساس وزن بدن شرکت‌کنندگان نرمال‌سازی شدند (۴۷). از میان شش تکرار هر آزمون، سه تکراری که داده‌های کینماتیکی و کینتیکی کامل‌تری داشتند انتخاب شدند. متغیرهای GRF اندازه‌گیری‌شده شامل اوج نیروی عکس‌العمل عمودی (FV_{max}) در مرحله فرود پس از اسپک قبل و بعد از خستگی، نرخ بارگذاری عمودی نیرو (به‌عنوان شیب بین تماس اولیه و اوج FZ_{max} در منحنی GRF عمودی) و اوج مؤلفه‌های داخلی (FM_{max})، خارجی (FL_{max})، خلفی (FP_{max}) و قدامی (FA_{max}) نیرو بودند. سپس یک مدل بیومکانیکی سه‌بعدی برای محاسبه گشتاورهای مفصلی خالص حول محورهای آناتومیکی مفاصل اندام تحتانی طی فرود ایجاد شد. محورهای مفصل میچ و زانو به ترتیب به‌عنوان نقاط میانی بین قوزک‌های داخلی و خارجی و کندیل‌های داخلی و خارجی تعریف شدند. محور

مفصل ران نیز با استفاده از روش پیش‌بینی هندسی محاسبه شد (۴۸). مدل دینامیک معکوس سه‌بعدی بر اساس روش بخش آزاد بدن طراحی شد (۴۹). گشتاورهای مفصلی با استفاده از نرم‌افزار Polygon Authoring Tool نسخه ۳.۵ (Vicon, Oxford, UK) محاسبه شدند. این گشتاورها به‌عنوان گشتاورهای داخلی ناشی از عضلات اسکلتی و سایر بافت‌هایی که از مفصل عبور می‌کنند در نظر گرفته شدند. به‌طور کلی، گشتاور مثبت نشان‌دهنده گشتاور اکستانسور یا پلانترفلکسور، چرخش داخلی و آبداکشن است.

تجزیه و تحلیل آماری

برای بررسی نرمال بودن توزیع متغیرها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. طرح آزمایش شامل دو عامل درون‌گروهی بود: ۱) زمان (پیش‌آزمون و پس‌آزمون) و ۲) پا (اندام غالب و غیرغالب). برای مقایسه‌های درون‌گروهی از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر دوطرفه (Two-way repeated measures ANOVA) استفاده گردید و اثر متقابل زمان $\times$ پا نیز محاسبه شد. علاوه بر این، برای مقایسه ارتفاع پرش قبل و بعد از خستگی از آزمون t زوجی بهره گرفته شد. تمامی تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ انجام گرفت و سطح معناداری در تمامی آزمون‌ها ($p < 0.05$) در نظر گرفته شد.

نتایج

نتایج پژوهش نشان داد که ارتفاع پرش قبل و بعد از خستگی تفاوت معناداری داشت؛ به‌طور مشخص، میانگین ارتفاع پرش پیش از خستگی $3/57 \pm 22/20$ سانتی‌متر و میانگین ارتفاع پرش پس از خستگی $8/50 \pm 98/76$ سانتی‌متر بود ($t = 5/77$ ، $p = 0/000$).

تحلیل عوامل نشان داد که به‌جز اثر معنادار مشاهده‌شده در نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی (F_{pmax}) ($p = 0/017$)، خستگی تأثیر معناداری بر اغلب متغیرهای GRF و نرخ بارگذاری نداشت. مقایسه‌های زوجی کاهش ۱۲ درصدی F_{pmax} پس از خستگی نسبت به پیش از آن را نشان داد. همچنین، عامل «پا» تنها در متغیر نیروی جانبی خارجی (F_{Lmax}) ($p = 0/017$) معنادار بود، به‌گونه‌ای که میانگین F_{Lmax} در پای غیرغالب بالاتر بود. اثر متقابل خستگی $\times$ پا تأثیر معناداری بر متغیرهای GRF نداشت ($p < 0/05$) (جدول ۱).

یافته‌های تحلیل عوامل نشان داد که عامل خستگی اثر معناداری بر گشتاور اکستنشن مفصل ران داشت ($p = 0/044$)، در حالی که سایر متغیرها تغییر معناداری نداشتند ($p < 0/05$). مقایسه‌ها کاهش حدود ۲۱ درصدی گشتاور اکستنشن ران پس از خستگی نسبت به پیش از آن را نشان داد. در جدول ۲، به‌جز گشتاور چرخش خارجی در صفحه افقی ($p = 0/044$)، عامل پا بر سایر متغیرها اثر معنادار داشت ($p < 0/05$). میانگین‌ها نشان داد که مقادیر گشتاور آبداکشن و آداکشن در پای غالب بیشتر از پای غیرغالب بود، در حالی که در سایر موارد مقادیر پای غالب کمتر بود. اثر متقابل خستگی $\times$ پا تأثیر معناداری بر متغیرهای گشتاور ران نداشت ($p < 0/05$) (جدول ۲).

نتایج نشان داد که اثر اصلی خستگی بر گشتاورهای مفصل زانو معنادار بود ($p < 0/05$)، به‌جز در گشتاور آبداکشن ($p = 0/794$) و چرخش داخلی ($p = 0/631$). مقایسه‌های زوجی کاهش حدود ۱۰ درصد در اکستانشن، ۴۴ درصد در چرخش خارجی، ۶۲ درصد در فلکشن و ۲۶ درصد در آداکشن را پس از خستگی نشان داد. همچنین عامل پا بر گشتاورهای زانو اثر معنادار داشت ($p < 0/05$).

به جز در گشتاور اکستنشن ($p=0.053$) و آداکشن ($p=0.066$) در این مفصل، گشتاورهای آبداکشن و چرخش داخلی در پای غالب بالاتر از پای غیرغالب بودند، در حالی که در سایر موارد مقادیر پای غالب کمتر بود. اثر متقابل خستگی * پا نیز تنها در گشتاور چرخش خارجی معنادار بود ($p=0.000$) (جدول ۳).

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین (GRF) و نرخ بارگذاری در پای غالب و غیرغالب طی فرود قبل و بعد از خستگی (نرمال شده بر اساس وزن بدن آزمودنی‌ها)

	میانگین $\pm$ انحراف معیار		اثر خستگی		اثر پا		اثر متقابل خستگی * پا	
	پای غیر غالب	پای غالب	F	P.value	F	P.value	F	P.value
FV_{max}	قبل از خستگی	۳/۴۹ $\pm$ ۱/۰۱	۳/۸۲ $\pm$ ۱/۲۰	۰/۴۵۲	۰/۵۸۱	۰/۱۷۷	۱/۹۲۴	۰/۲۴۷
	بعد از خستگی	۳/۳۱ $\pm$ ۰/۹۸	۳/۵۹ $\pm$ ۱/۳۷					
FA_{max}	قبل از خستگی	۰/۳۳ $\pm$ ۰/۳۴	۰/۲۸ $\pm$ ۰/۲۹	۰/۲۲۱	۱/۵۷	۰/۳۸۵	۰/۷۷۸	۰/۲۸۱
	بعد از خستگی	۰/۳۷ $\pm$ ۰/۳۱	۰/۳۷ $\pm$ ۰/۳۷					
FP_{max}	قبل از خستگی	۲/۱۷ $\pm$ ۰/۷۴	۲/۲۵ $\pm$ ۰/۷۴	۰/۰۱۷	۶/۵۳۵	۰/۶۹۱	۰/۱۶۲	۰/۷۲۵
	بعد از خستگی	۱/۹۶ $\pm$ ۰/۷۲	۱/۹۹ $\pm$ ۰/۴۶					
FM_{max}	قبل از خستگی	۰/۷۳ $\pm$ ۰/۲۶	۰/۸۱ $\pm$ ۰/۳۴	۰/۲۴۷	۱/۳۹۸	۰/۱۳۳	۲/۳۹۳	۰/۶۳۱
	بعد از خستگی	۰/۷۶ $\pm$ ۰/۳۸	۰/۸۷ $\pm$ ۰/۳۸					
FL_{max}	قبل از خستگی	۰/۰۹ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۰۵ $\pm$ ۰/۰۶	۰/۲۸۷	۱/۱۸۲	۰/۰۱۷	۶/۴۹۵	۰/۲۷۹
	بعد از خستگی	۰/۱۲ $\pm$ ۰/۱۲	۰/۰۵ $\pm$ ۰/۰۶					
نرخ بارگذاری	قبل از خستگی	۰/۰۵ $\pm$ ۰/۰۱	۰/۰۵ $\pm$ ۰/۰۱	۰/۲۱۷	۱/۵۹۸	۰/۴۴۵	۰/۶۰۱	۰/۵۴۷
	بعد از خستگی	۰/۰۴ $\pm$ ۰/۰۱	۰/۰۴ $\pm$ ۰/۰۱					

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار گشتاور مفصل ران (Nm/kg) در صفحات ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال طی فرود قبل و بعد از خستگی (بر حسب نیوتن متر بر کیلوگرم)

	میانگین $\pm$ انحراف معیار		اثر خستگی		اثر پا		اثر متقابل خستگی * پا	
	پای غیر غالب	پای غالب	F	P.value	F	P.value	F	P.value
اکستنشن	قبل از خستگی	۱/۸۱ $\pm$ ۱/۰۷	۰/۹۸ $\pm$ ۱/۱۵	۰/۰۴۴	۴/۵۵۶	۰/۰۰۳	۱۱/۴۳۸	۰/۳۷۰
	بعد از خستگی	۱/۴۷ $\pm$ ۱/۰۸	۰/۸۲ $\pm$ ۰/۸۶					
آبداکشن	قبل از خستگی	-۱/۱۸ $\pm$ ۰/۸۸	-۱/۶۴ $\pm$ ۱/۰۶	۰/۱۸۵	۱/۸۶۵	۰/۰۲۴	۵/۸۷۷	۰/۳۱۱
	بعد از خستگی	-۱/۰۶ $\pm$ ۱/۱۹	-۱/۳۷ $\pm$ ۱/۰۵					
چرخش خارجی	قبل از خستگی	۰/۰۶ $\pm$ ۰/۱۲	۰/۰۶ $\pm$ ۰/۳۳	۰/۴۰۹	۰/۷۰۹	۰/۵۹۶	۰/۲۸۹	۰/۳۲۸
	بعد از خستگی	۰/۰۷ $\pm$ ۰/۱۴	۰/۰۷ $\pm$ ۰/۲۲					
فلکشن	قبل از خستگی	۰/۲۲ $\pm$ ۰/۸۳	-۰/۰۱ $\pm$ ۰/۷۳	۰/۹۲۳	۰/۰۱۰	۰/۰۴۳	۴/۲۳۸	۰/۳۲۸
	بعد از خستگی	۰/۲۷ $\pm$ ۰/۹۴	-۰/۰۸ $\pm$ ۰/۹۱					
آداکشن	قبل از خستگی	-۲/۶۰ $\pm$ ۱/۰۸	-۳/۱۸ $\pm$ ۱/۲۶	۰/۴۹۰	۰/۴۹۲	۰/۰۰۱	۱۳/۱۴۹	۰/۵۹۴
	بعد از خستگی	-۲/۴۳ $\pm$ ۱/۱۰	-۳/۳۱ $\pm$ ۰/۹۹					
چرخش داخلی	قبل از خستگی	-۰/۴۳ $\pm$ ۰/۳۳	-۰/۲۵ $\pm$ ۰/۲۷	۰/۰۵۲	۴/۲۱۵	۰/۰۳۶	۴/۹۳۴	۰/۴۵۲
	بعد از خستگی	-۰/۳۵ $\pm$ ۰/۲۷	-۰/۲۲ $\pm$ ۰/۲۷					

جدول ۳. میانگین و انحراف معیار گشتاور مفصل زانو (Nm/kg) در صفحات ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال طی فرود قبل و بعد از خستگی (بر حسب نیوتن متر بر کیلوگرم)

	میانگین $\pm$ انحراف معیار		اثر خستگی		اثر پا		اثر متقابل خستگی*پا	
	پای غیر غالب	پای غالب	F	P.value	F	P.value	F	P.value
اکستنشن	قبل از خستگی	۲/۳۶ $\pm$ ۰/۸۴	۱/۷۹ $\pm$ ۱/۲۷	۰/۰۱۸	۶/۵۲۷	۰/۰۵۳	۴/۱۶۱	۰/۷۹۳
	بعد از خستگی	۲/۱۳ $\pm$ ۱/۰۲	۱/۶۲ $\pm$ ۱/۲۰					۰/۰۷۱
آبداکشن	قبل از خستگی	۳/۷۱ $\pm$ ۱/۲۷	۴/۱۳ $\pm$ ۱/۰۹	۰/۷۹۴	۰/۰۷۰	۰/۰۳۷	۴/۸۸۵	۰/۴۸۴
	بعد از خستگی	۳/۷۴ $\pm$ ۱/۶۶	۴/۲۴ $\pm$ ۱/۲۸					۰/۵۰۶
چرخش خارجی	قبل از خستگی	۰/۸۴ $\pm$ ۰/۲۵	۰/۱۷ $\pm$ ۰/۱۵	۰/۰۰۰	۲۹/۲۰۵	۰/۰۰۰	۸۱/۴۶۱	۰/۰۰۰
	بعد از خستگی	۰/۸۴ $\pm$ ۰/۲۸	۰/۱۳ $\pm$ ۰/۱۱					۶۸/۶۵۲
فلکشن	قبل از خستگی	۰/۵۳ $\pm$ ۰/۴۹	۰/۱۵ $\pm$ ۰/۴۵	۰/۰۳۴	۵/۰۶۹	۰/۰۰۱	۱۵/۴۲۷	۰/۴۰۹
	بعد از خستگی	۰/۴۵ $\pm$ ۰/۵۰	۰/۰۲ $\pm$ ۰/۶۰					۰/۷۰۷
آداکشن	قبل از خستگی	۱/۵۰ $\pm$ ۰/۶۹	۱/۷۰ $\pm$ ۰/۵۸	۰/۰۰۰	۱۸/۷۷۴	۰/۰۶۶	۳/۷۳۶	۰/۹۷۲
	بعد از خستگی	۱/۱۶ $\pm$ ۰/۸۹	۱/۳۶ $\pm$ ۰/۶۰					۰/۰۰۱
چرخش داخلی	قبل از خستگی	۰/۲۴ $\pm$ ۰/۱۰	۰/۳۹ $\pm$ ۰/۱۵	۰/۶۳۱	۰/۲۳۷	۰/۰۰۰	۳۵/۸۱۸	۰/۴۲۶
	بعد از خستگی	۰/۲۲ $\pm$ ۰/۰۹	۰/۳۹ $\pm$ ۰/۲۵					۰/۶۵۶

جدول ۴. میانگین و انحراف معیار گشتاور مفصل مچ پا (Nm/kg) در صفحات ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال طی فرود قبل و بعد از خستگی (بر حسب نیوتن متر بر کیلوگرم)

	میانگین $\pm$ انحراف معیار		اثر خستگی		اثر پا		اثر متقابل خستگی*پا	
	پای غیر غالب	پای غالب	F	P.value	F	P.value	F	P.value
اکستنشن	قبل از خستگی	۰/۹۸ $\pm$ ۰/۲۵	۰/۲۳ $\pm$ ۰/۱۳	۰/۰۱۹	۶/۳۶۰	۰/۰۰۰	۴۱۶/۱۱۵	۰/۰۵۸
	بعد از خستگی	۰/۸۷ $\pm$ ۰/۲۳	۰/۲۵ $\pm$ ۰/۱۷					۳/۹۷۱
آبداکشن	قبل از خستگی	۰/۸۰ $\pm$ ۰/۴۷	۰/۹۷ $\pm$ ۰/۴۸	۰/۰۰۰	۲۷/۹۹۴	۰/۰۰۴	۱۰/۴۸۳	۰/۶۹۷
	بعد از خستگی	۰/۵۴ $\pm$ ۰/۴۱	۰/۷۴ $\pm$ ۰/۴۰					۰/۱۵۶
چرخش خارجی	قبل از خستگی	۰/۷۳ $\pm$ ۰/۲۸	۰/۰۳ $\pm$ ۰/۱۹	۰/۲۴۹	۱/۴۰۰	۰/۰۰۰	۱۱۰/۴۸۵	۰/۷۰۸
	بعد از خستگی	۰/۶۹ $\pm$ ۰/۳۴	۰/۰۴ $\pm$ ۰/۲۱					۰/۱۴۳
فلکشن	قبل از خستگی	۰/۳۴ $\pm$ ۰/۱۱	۰/۶۷ $\pm$ ۰/۲۲	۰/۳۴۶	۰/۹۲۴	۰/۰۰۰	۲۴۶/۵۵۴	۰/۰۸۳
	بعد از خستگی	۰/۳۲ $\pm$ ۰/۱۳	۰/۶۱ $\pm$ ۰/۲۹					۳/۲۸۰
آداکشن	قبل از خستگی	۰/۰۶ $\pm$ ۰/۲۱	۰/۰۷ $\pm$ ۰/۱۹	۰/۰۷۶	۳/۴۶۲	۰/۳۱۰	۱/۰۷۹	۰/۰۹۶
	بعد از خستگی	۰/۰۳ $\pm$ ۰/۲۰	۰/۰۴ $\pm$ ۰/۱۴					۳/۰۳۸
چرخش داخلی	قبل از خستگی	۰/۲۴ $\pm$ ۰/۱۳	۰/۳۲ $\pm$ ۰/۱۳	۰/۸۴۱	۰/۰۴۱	۰/۰۰۰	۱۴۳/۰۳۸	۰/۰۶۵
	بعد از خستگی	۰/۲۰ $\pm$ ۰/۱۵	۰/۲۷ $\pm$ ۰/۲۰					۳/۷۶۳

یافته‌ها نشان داد که عامل خستگی تأثیر معناداری بر گشتاور پلانترفلکشن ($p=0/019$) و اینورشن ($p=0/000$) در مفصل مچ پا داشت، اما سایر متغیرها تغییر معناداری نداشتند ($p<0/05$). مقایسه‌ها کاهش حدود ۲۰ درصدی در گشتاور پلانترفلکسور و ۳۸ درصدی در گشتاور اینورشن را پس از خستگی نشان داد. علاوه بر این، عامل پا بر بیشتر متغیرهای گشتاور اثر معنادار داشت ($p<0/05$)، به جز گشتاور اینورشن ($p=0/310$). به طور خاص، در این مفصل، گشتاورهای اورشن، دورسی فلکشن و چرخش داخلی

در پای غالب بیشتر از پای غیرغالب بودند، در حالی که گشتاور پلانترفلکشن در پای غیرغالب بزرگ‌تر بود. اثر متقابل خستگی * پا بر متغیرهای گشتاور معنادار نبود ($p < 0.05$) (جدول ۴).

بحث

هدف این مطالعه بررسی تأثیر خستگی بر نیروی عکس‌العمل زمین (GRF)، نرخ بارگذاری عمودی نیرو و گشتاور مفاصل اندام تحتانی در هنگام فرود پس از اجرای مهارت اسپک والیبال بود. یافته‌های پژوهش نشان داد که خستگی تنها بر مؤلفه خلفی GRF تأثیر معنادار داشت. مقایسه‌های زوجی کاهش ۱۲ درصدی این مؤلفه پس از القای خستگی را نشان داد، در حالی که سایر مؤلفه‌ها تغییر معناداری نداشتند. همچنین نتایج بیانگر آن بود که خستگی تأثیر معناداری بر نرخ بارگذاری نیرو نداشت. با توجه به کاهش ۱۳ درصدی ارتفاع پرش در پس‌آزمون و ارتباط مستقیم بین GRF و ارتفاع پرش (۵۰)، انتظار می‌رود کاهش ارتفاع پرش منجر به کاهش GRF شود. بنابراین، بر اساس این یافته‌ها می‌توان گفت خستگی با تغییر نیروهای وارد بر اندام تحتانی، احتمال بروز آسیب‌های مفصلی را افزایش می‌دهد (۵۱). نیروی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری از شاخص‌های رایج بیومکانیکی هستند که میزان بارهای خارجی وارد بر دستگاه اسکلتی-عضلانی را کمی‌سازی می‌کنند (۳۳). نرخ بارگذاری که از GRF به‌دست می‌آید، نشان‌دهنده سرعت رسیدن نیروی عکس‌العمل زمین به اوج است. از منظر بیومکانیکی، تمرین طولانی‌مدت منجر به خستگی عضلانی شده و کارایی کنترل پاسچرال در کاهش شدت برخورد با زمین را کاهش می‌دهد (۵۲).

خستگی عصبی-عضلانی اغلب باعث مدیریت ناکافی برخوردها می‌شود که می‌تواند در هنگام فرود به آسیب ACL منجر گردد (۵۳). با این حال، یافته‌های ما نشان داد که اوج GRF و نرخ بارگذاری قبل و بعد از خستگی تفاوت معناداری نداشتند. این نتایج با مطالعه جیمز و همکاران هم‌راستا بود که در آن، خستگی تغییر معناداری در اوج GRF عمودی و نرخ بارگذاری متوسط طی وظیفه فرود از سکو پس از خستگی ناشی از اسکوات ایزومتریک بیشینه ایجاد نکرد (۵۴). این موضوع نشان می‌دهد که بدن توانایی انطباق برای مدیریت برخورد با زمین را حتی در شرایط خستگی دارد. با این وجود، حفظ کنترل دقیق پاسچر فرود پیش از وقوع خستگی، برای کاهش نیروی ضربه‌ای و نرخ بارگذاری ضروری است (۵۱).

یافته‌های تحلیل عوامل نشان داد که خستگی تأثیر معناداری بر گشتاور مفصل ران داشت؛ به‌گونه‌ای که گشتاور اکستنشن ران پس از خستگی به‌طور قابل توجهی کاهش یافت، در حالی که گشتاور فلکشن ران تغییر معناداری نداشت. پژوهش‌های پیشین بر نقش حیاتی عضلات اکستنسور ران در پایداری تأکید کرده‌اند؛ این عضلات با مهار فلکشن ران، موقعیت عمودی مرکز ثقل بدن را تثبیت می‌کنند. بنابراین، نتایج حاضر نشان می‌دهد که خستگی با کاهش گشتاور اکستنشن ران می‌تواند به نوعی «فروپاشی اندام تحتانی» منجر شود (۵۵). خستگی همچنین تأثیر معناداری بر گشتاور مفاصل زانو و مچ داشت و موجب کاهش گشتاور در بیشتر صفحات حرکتی شد. مطابق با این نتایج، پین و همکاران نشان دادند که خستگی باعث کاهش زاویه‌های ران و زانو در هنگام فرود می‌شود که به‌عنوان یک راهبرد تطبیقی برای موفقیت در فرود عمل می‌کند (۵۶). کاهش زاویه‌های مفصلی نیز به کاهش گشتاور منجر می‌شود (۵۷) و این امر به تثبیت مفصل در فاز جذب نیرو طی فرود کمک می‌کند. با وجود تأثیر قابل توجه خستگی بر گشتاورهای اندام تحتانی، عوامل خطر آسیب ACL به‌طور مستقیم افزایش نیافتند. مطالعات پیشین، مشابه یافته‌های ما، کاهش گشتاورها پس از خستگی را نشان داده‌اند، به‌جز در مورد گشتاورهای ابداکشن و چرخشی زانو که نتایج متفاوتی گزارش شده است (۵۸). یکی از دلایل این تفاوت می‌تواند روش‌شناسی پژوهش‌ها باشد. در مطالعه حاضر کاهش قابل توجهی در ارتفاع پرش پس از خستگی مشاهده

شد، در حالی که برای مثال در مطالعه هویت و همکاران (۲۰۰۵) (۴)، وظایف فرود از ارتفاع ثابت انجام شد که بر گشتاور مفصل تأثیر می‌گذاشت. علاوه بر این، در بیشتر پژوهش‌ها به شرکت‌کنندگان آموزشی در مورد نحوه فرود داده نشده بود، در حالی که در مطالعه حاضر از ورزشکاران ماهر که پرش و فرود را بارها تمرین کرده بودند استفاده شد. بنابراین، یکی از دلایل فقدان اثرات معنادار خستگی در برخی متغیرها می‌تواند به تجربه و مهارت شرکت‌کنندگان در اجرای وظایف فرود مربوط باشد. یکی از نقاط قوت این مطالعه، استفاده از تکالیف واقعی مشابه شرایط مسابقات والیبال بود. در نتیجه، یافته‌ها نشان می‌دهد که ورزشکاران می‌توانند با کاهش ارتفاع پرش خود به‌طور مؤثری عوامل خطر آسیب ACL را کاهش دهند.

نتایج مطالعه نشان داد که گشتاورها در صفحات ساجیتال و افقی در پای غالب کمتر از پای غیرغالب بودند و این الگو هم قبل و هم بعد از خستگی مشاهده شد. مطالعاتی که روی فرود دوبا انجام شده‌اند نشان داده‌اند که میزان فلکشن زانو و ران (۵۹) و همچنین نیروی عکس‌العمل زمین (۲۶) در پای غیرغالب به‌طور معناداری بیشتر از پای غالب است. علاوه بر این، پژوهش پیسلر و همکاران (۶۰) بیان کرد که افزایش فلکشن با گشتاور بیشتر در مفصل ارتباط دارد. همچنین نتایج این مطالعه نشان داد که گشتاور در تمام مفصل در صفحه فرونتال در پای غالب بیشتر از پای غیرغالب بود. بر اساس یافته‌های این پژوهش، گشتاور آداکشن ران و آداکشن زانو در پای غالب بالاتر از پای غیرغالب بود که می‌تواند خطر آسیب ACL را افزایش دهد. نکته مهم، پایداری این نتایج هم قبل و هم بعد از خستگی بود. بنابراین، بر اساس این یافته‌ها و مطالعات پیشین، پای غالب ممکن است به دلیل وجود عدم‌تقارن‌ها بیشتر در معرض خطر آسیب ACL قرار گیرد؛ عدم‌تقارن‌هایی که احتمالاً ناشی از ترجیح و استفاده بیشتر از یک سمت بدن هستند. مطالعات مختلف تفاوت‌هایی بین اندام‌ها در طول و وزن، شکل و استحکام استخوان‌های بلند، زاویه چهارسر در حالت ایستاده و خوابیده، زاویه ریرفوت، اندازه و شکل کف پا، پیچش درشت‌نی، افت ناویکولار، آنتورژن لگن و ران، زاویه تییبوفمورال، شلی رباطی قدامی زانو و ژنو ریکورواتوم گزارش کرده‌اند (۳۳).

پارینگتون و همکاران (۶۱) توضیح می‌دهند که استفاده مکرر از یک اندام نسبت به دیگری می‌تواند به تفاوت در انعطاف‌پذیری، دامنه حرکتی، قدرت و رشد عصبی در سمت ترجیحی منجر شود که در نهایت موجب بروز عدم‌تقارن بین اندام‌ها می‌شود. به‌طور مشابه، مطالعه موری‌شیکه و همکاران (۲۰۱۹) نشان داد که اوج زاویه ایداکشن و چرخش داخلی زانو در پای غالب طی وظیفه فرود افتی به‌طور معناداری بیشتر بود (۶۲) که این امر می‌تواند خطر آسیب ACL را در این پا افزایش دهد. همچنین، پاترنو و همکاران (۲۰۱۰) نیز عدم‌تقارن بین اندام‌ها را به‌عنوان یک پیش‌بینی‌کننده آسیب ACL معرفی کردند؛ به‌طوری‌که ۷۴ درصد از آسیب‌های غیرتماسی ACL در پای غالب مردان رخ داده است (۶۳). بنابراین، عدم‌تقارن بین پاها همراه با خستگی به‌عنوان یک عامل ثانویه می‌تواند در افزایش خطر آسیب نقش داشته باشد. نتایج نشان داد که اثر متقابل خستگی و غالب/غیرغالب بودن پا در بیشتر موارد معنادار نبود که نشان‌دهنده تغییرات مشابه گشتاور ناشی از خستگی در هر دو پا است.

از محدودیت‌های مطالعه حاضر این است که وظیفه بررسی‌شده (فرود پس از اسپک) شامل توپ، حریف یا هیچ‌گونه بار شناختی مرتبط با شرایط واقعی مسابقه نبود که این موضوع به دلیل محدودیت‌های فضای آزمایشگاه ایجاد شد. فقدان مؤلفه شناختی را می‌توان به‌عنوان یک محدودیت در نظر گرفت و پژوهش‌های آینده باید این عوامل را برای شبیه‌سازی بهتر شرایط واقعی ورزشی لحاظ کنند.

نتیجه‌گیری نهایی

بر اساس نتایج به دست آمده، خستگی باعث کاهش ارتفاع پرش شد و در پی آن گشتاور بیشتر مفاصل در هنگام فرود کاهش یافت. علاوه بر این، صرف نظر از وجود یا عدم وجود خستگی، در اغلب موارد تفاوت معناداری بین پای غالب و غیر غالب مشاهده گردید که بیانگر خطر بیشتر آسیب ACL در پای غالب است. بنابراین، به نظر می رسد عدم تقارن در متغیرهای کینتیکی بین دو پا عامل مهم تری در خطر بروز آسیب ACL باشد. به کارگیری تمرینات هدفمند قدرتی و آماده سازی که بر بهبود تعادل و تقارن بین اندامها تمرکز دارند می تواند به کاهش خطرات بالقوه آسیب و ارتقای عملکرد کلی ورزشکاران کمک کند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمام ملاحظات اخلاقی در این مطالعه به طور کامل رعایت شد و پژوهش بر اساس اصول مندرج در بیانیه هلسینکی انجام گرفت.

حامی مالی

نویسندگان هیچ نوع حمایت مالی از هیچ سازمان یا موسسه دولتی یا خصوصی دریافت نکرده اند.

مشارکت نویسندگان

همه نویسندگان در اجرای پروژه و نگارش مقاله مشارکت یکسانی داشتند.

تعارض

هیچ نوع تعارض منافی در این مطالعه وجود ندارد.

Reference

1. Johnson JL, Capin JJ, Arundale AJH, Zarzycki R, Smith AH, Snyder-Mackler L. A Secondary Injury Prevention Program May Decrease Contralateral Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Athletes: 2-Year Injury Rates in the ACL-SPORTS Randomized Controlled Trial. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2020;50(9):523-30. [DOI:10.2519/jospt.2020.9407] [PMID]
2. Chijimatsu M, Ishida T, Yamanaka M, Taniguchi S, Ueno R, Ikuta R, et al. Landing instructions focused on pelvic and trunk lateral tilt decrease the knee abduction moment during a single-leg drop vertical jump. *Physical Therapy in Sport*. 2020;46:226-3. [DOI:10.1016/j.ptsp.2020.09.010] [PMID]
3. Agel J, Arendt EA, Bershadsky B. Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *American Journal of Sports Medicine*. 2005;33(4):524-30. [DOI:10.1177/0363546504269937] [PMID]
4. 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. *American Journal of Sports Medicine*. 2005;33(4):492-501. [DOI:10.1177/0363546504269591] [PMID]

5. Levine JW, Kiapour AM, Quatman CE, Wordeman SC, Goel VK, Hewett TE, et al. Clinically relevant injury patterns after an anterior cruciate ligament injury provide insight into injury mechanisms. *The American Journal of Sports Medicine*. 2013;41(2):385-95. [DOI:10.1177/0363546512465167] [PMID]
6. Larson D, Nathan Vannatta C, Rutherford D, Kernozek TW. Kinetic changes associated with extended knee landings following anterior cruciate ligament reconstruction in females. *Physical Therapy in Sport*. 2021;52:180-8. [DOI:10.1016/j.pts.2021.09.003] [PMID]
7. Saito A, Okada K, Sasaki M, Wakasa M. Influence of the trunk position on knee kinematics during the single-leg landing: implications for injury prevention. *Sports Biomechanics*. 2022;21(7):810-23. [DOI:10.1080/14763141.2019.1691642] [PMID]
8. Leppänen M, Pasanen K, Kujala UM, Vasankari T, Kannus P, Äyrämö S, et al. Stiff landings are associated with increased ACL injury risk in young female basketball and floorball players. *The American Journal of Sports Medicine*. 2017;45(2):386-93. [DOI:10.1177/0363546516665810] [PMID]
9. Dempsey AR, Elliott BC, Munro BJ, Steele JR, Lloyd DG. Whole body kinematics and knee moments that occur during an overhead catch and landing task in sport. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(5):466-74. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2011.12.001] [PMID]
10. Zahradnik D, Jandacka D, Uchytel J, Farana R, Hamill J. Lower extremity mechanics during landing after a volleyball block as a risk factor for anterior cruciate ligament injury. *Physical Therapy in Sport*. 2015;16(1):53-8. [DOI:10.1016/j.pts.2014.04.003] [PMID]
11. Bates NA, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Impact differences in ground reaction force and center of mass between the first and second landing phases of a drop vertical jump and their implications for injury risk assessment. *Journal of Biomechanics*. 2013;46(7):1237-41. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2013.02.024] [PMID]
12. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury. *Orthopedics*. 2000;23(6):573-8. [DOI:10.3928/0147-7447-20000601-15] [PMID]
13. Cronström A, Creaby MW, Ageberg E. Do knee abduction kinematics and kinetics predict future anterior cruciate ligament injury risk? A systematic review and meta-analysis of prospective studies. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2020;21(1):1-11. [DOI:10.1186/s12891-020-03552-3] [PMID]
14. Migliorini F, Rath B, Tingart M, Niewiera M, Colarossi G, Baroncini A, et al. Injuries among volleyball players: a comprehensive survey of the literature. *Sport Sciences for Health*. 2019;15:281-93. [DOI:10.1007/s11332-019-00549-x]
15. Mercado-Palomino E, Richards J, Molina-Molina A, Benítez JM, Espa AU. Can kinematic and kinetic differences between planned and unplanned volleyball block jump-landings be associated with injury risk factors? *Gait and Posture*. 2020;79:71-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.04.005] [PMID]
16. Kim H, Son S, Seeley MK, Hopkins JT. Functional Fatigue Alters Lower-extremity Neuromechanics during a Forward-side Jump. *International Journal of Sports Medicine*. 2015;36(14):1192-200. [DOI:10.1055/s-0035-1550050] [PMID]
17. Wesley CA, Aronson PA, Docherty CL. Lower extremity landing biomechanics in both sexes after a functional exercise protocol. *Journal of Athletic Training*. 2015;50(9):914-20. [DOI:10.4085/1062-6050-50.8.03] [PMID]
18. Xia R, Zhang X, Wang X, Sun X, Fu W. Effects of Two Fatigue Protocols on Impact Forces and Lower Extremity Kinematics during Drop Landings: Implications for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Journal of Healthcare Engineering*. 2017;2017:5690519. [DOI:10.1155/2017/5690519] [PMID]

19. Borotikar BS, Newcomer R, Koppes R, McLean SG. Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon). 2008;23(1):81-92. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2007.08.008] [PMID]
20. Wong TL, Huang CF, Chen PC. Effects of Lower Extremity Muscle Fatigue on Knee Loading During a Forward Drop Jump to a Vertical Jump in Female Athletes. *Journal of Human Kinetics*. 2020;72:5-13. [DOI:10.2478/hukin-2019-0122] [PMID]
21. Fox AS, Bonacci J, McLean SG, Spittle M, Saunders N. What is normal? Female lower limb kinematic profiles during athletic tasks used to examine anterior cruciate ligament injury risk: a systematic review. *Sports Medicine*. 2014;44:815-32. [DOI:10.1007/s40279-014-0168-8] [PMID]
22. Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon). 2008;23(3):313-9. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2007.10.003] [PMID]
23. Pappas E, Sheikhzadeh A, Hagins M, Nordin M. The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: peak values. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2007;6(1):77-84.
24. Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *American Journal of Sports Medicine*. 2005;33(7):1022-9. [DOI:10.1177/0363546504273047] [PMID]
25. Benjaminse A, Habu A, Sell TC, Abt JP, Fu FH, Myers JB, et al. Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2008;16(4):400-7. [DOI:10.1007/s00167-007-0432-7] [PMID]
26. Niu W, Wang Y, He Y, Fan Y, Zhao Q. Kinematics, kinetics, and electromyogram of ankle during drop landing: a comparison between dominant and non-dominant limb. *Human Movement Science*. 2011;30(3):614-23. [DOI:10.1016/j.humov.2010.10.010] [PMID]
27. Wang J, Fu W. Asymmetry between the dominant and non-dominant legs in the lower limb biomechanics during single-leg landings in females. *Advances in Mechanical Engineering*. 2019;11(5):1687814019849794. [DOI:10.1177/1687814019849794]
28. Van der Harst J, Gokeler A, Hof A. Leg kinematics and kinetics in landing from a single-leg hop for distance. A comparison between dominant and non-dominant leg. *Clinical Biomechanics*. 2007;22(6):674-80. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2007.02.007] [PMID]
29. Herman DC, Barth JT. Drop-Jump Landing Varies With Baseline Neurocognition: Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Risk and Prevention. *American Journal of Sports Medicine*. 2016;44(9):2347-53. [DOI:10.1177/0363546516657338] [PMID]
30. Ha S, Park S-K. The effect of box height during drop landing on risk factors of anterior cruciate ligament injury in female players. *The Asian Journal of Kinesiology*. 2018;20(3):24-31. [DOI:10.15758/ajk.2018.20.3.24]
31. Xu D, Jiang X, Cen X, Baker JS, Gu Y. Single-leg landings following a volleyball spike may increase the risk of anterior cruciate ligament injury more than landing on both-legs. *Applied Sciences*. 2020;11(1):130. [DOI:10.3390/app11010130]
32. Baugh CM, Weintraub GS, Gregory AJ, Djoko A, Dompier TP, Kerr ZY. Descriptive epidemiology of injuries sustained in National Collegiate Athletic Association men's and women's volleyball, 2013-2014 to 2014-2015. *Sports health*. 2018;10(1):60-9. [DOI:10.1177/1941738117733685] [PMID]

33. Xia R, Zhang X, Wang X, Sun X, Fu W. Effects of Two Fatigue Protocols on Impact Forces and Lower Extremity Kinematics during Drop Landings: Implications for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Journal of Healthcare Engineering*. 2017;2017:5690519. [DOI:10.1155/2017/5690519] [PMID]
34. Gabbett T. Incidence, site, and nature of injuries in amateur rugby league over three consecutive seasons. *British Journal of Sports Medicine*. 2000;34(2):98. [DOI:10.1136/bjsm.34.2.98] [PMID]
35. Ribeiro F, Santos F, Gonçalves P, Oliveira J. Effects of volleyball match-induced fatigue on knee joint position sense. *European Journal of Sport Science*. 2008;8(6):397-402. [DOI:10.1080/02614360802373060]
36. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*. 2007;39(2):175-91. [DOI:10.3758/BF03193146] [PMID]
37. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait and Posture*. 2017;53:236-40. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2017.02.006] [PMID]
38. Zaheri RM, Majlesi M, Azadian E, Fatahi A. Kinematic and kinetic evaluation of jump-landing task in volleyball defense: implications for acl injury risk assessment. *Kinesiology Slovenica*. 2022;28(1):141-55. [DOI:10.52165/kinsi.28.1.141-155]
39. Fu W, Fang Y, Gu Y, Huang L, Li L, Liu Y. Shoe cushioning reduces impact and muscle activation during landings from unexpected, but not self-initiated, drops. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2017;20(10):915-20. [DOI:10.1016/j.jsams.2017.03.009] [PMID]
40. Mohammad Zaheri R, Majlesi M, Fatahi A. Assessing the Effects of Fatigue on Ground Reaction Force Variations during Landing after a Spike in Professional Volleyball Players. *Journal of Sport Biomechanics*. 2024;10(1):54-68. [DOI:10.61186/JSportBiomech.10.1.54]
41. Bosco C, Luhtanen P, Komi PV. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1983;50(2):273-82. [DOI:10.1007/BF00422166] [PMID]
42. Dabbs NC, Espericueta S, Bonilla S, Jones MT. The Effects of Whole-Body Vibration on Fatigue in Vertical Jump Performance and Isometric Mid-Thigh Pull Measures. *Vibration*. 2021;4(4):759-67. [DOI:10.3390/vibration4040042]
43. McNeal JR, Sands WA, Stone MH. Effects of fatigue on kinetic and kinematic variables during a 60-second repeated jumps test. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2010;5(2):218-29. [DOI:10.1123/ijsp.5.2.218] [PMID]
44. Watkins CM, Barillas SR, Wong MA, Archer DC, Dobbs IJ, Lockie RG, et al. Determination of vertical jump as a measure of neuromuscular readiness and fatigue. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2017;31(12):3305-10. [DOI:10.1519/JSC.0000000000002231] [PMID]
45. Smilios I. Effects of Varying Levels of Muscular Fatigue on Vertical Jump Performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 1998;12(3):204-8. [DOI:10.1519/00124278-199808000-00014]
46. Santamaria LJ, Webster KE. The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2010;40(8):464-73. [DOI:10.2519/jospt.2010.3295] [PMID]

47. Sorkheh E, Majlesi M, Jafarnezhadgero AA. Frequency domain analysis of gait ground reaction forces in deaf and hearing children. *Journal of Sport Biomechanics*. 2018;4(2):17-27.
48. Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*. 1991;10(5):575-87. [DOI:10.1016/0167-9457(91)90046-Z]
49. Bresler B, Frankel J. The forces and moments in the leg during level walking. *Transactions of the American Society of Mechanical Engineers*. 1950;72(1):27-36. [DOI:10.1115/1.4016578]
50. Yeow CH, Lee PV, Goh JC. Regression relationships of landing height with ground reaction forces, knee flexion angles, angular velocities and joint powers during double-leg landing. *Knee*. 2009;16(5):381-6. [DOI:10.1016/j.knee.2009.02.002] [PMID]
51. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The effects of lower extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: a meta-analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2012;226(8):579-88. [DOI:10.1177/0954411912447021] [PMID]
52. Enoka RM. Muscle fatigue-from motor units to clinical symptoms. *Journal of Biomechanics*. 2012;45(3):427-33. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2011.11.047] [PMID]
53. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clinical Biomechanics*. 2011;26(1):23-8. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.08.005] [PMID]
54. James CR, Scheuermann BW, Smith MP. Effects of two neuromuscular fatigue protocols on landing performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20(4):667-75. [DOI:10.1016/j.jelekin.2009.10.007] [PMID]
55. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2003;18(7):662-9. [DOI:10.1016/S0268-0033(03)00090-1]
56. Payne S, Alloto S, Wilkins J, Simons A. The Effect of Fatigue on Lower Extremity Joint Kinematics and Performance. *Journal of Sports Medicine and Allied Health Sciences: Official Journal of the Ohio Athletic Trainers Association*. 2023;9(1):1. [DOI:10.25035/jsmahs.09.01.01]
57. Taylor JB, Wright ES, Waxman JP, Schmitz RJ, Groves JD, Shultz SJ. Ankle Dorsiflexion Affects Hip and Knee Biomechanics During Landing. *Sports Health*. 2022;14(3):328-35. [DOI:10.1177/19417381211019683] [PMID]
58. Madigan ML, Pidcoe PE. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003;13(5):491-8. [DOI:10.1016/S1050-6411(03)00037-3] [PMID]
59. McPherson AL, Dowling B, Tubbs TG, Paci JM. Sagittal plane kinematic differences between dominant and non-dominant legs in unilateral and bilateral jump landings. *Physical Therapy in Sport*. 2016;22:54-60. [DOI:10.1016/j.ptsp.2016.04.001] [PMID]
60. Peebles AT, Dickerson LC, Renner KE, Queen RM. Sex-based differences in landing mechanics vary between the drop vertical jump and stop jump. *Journal of Biomechanics*. 2020;105:109818. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2020.109818] [PMID]
61. Parrington L, Ball K. Biomechanical considerations of laterality in sport. *Laterality in Sports*: Elsevier; 2016. p. 279-308. [DOI:10.1016/B978-0-12-801426-4.00013-4]

62. Morishige Y, Harato K, Kobayashi S, Niki Y, Matsumoto M, Nakamura M, et al. Difference in leg asymmetry between female collegiate athletes and recreational athletes during drop vertical jump. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2019;14(1):1-6. [DOI:10.1186/s13018-019-1490-5] [PMID]
63. Paterno MV, Schmitt LC, Ford KR, Rauh MJ, Myer GD, Huang B, et al. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *The American Journal of Sports Medicine* 2010;38(10):1968-78. [DOI:10.1177/0363546510376053] [PMID]