

Research Paper



Assessing the Effects of Fatigue on Ground Reaction Force Variations during Landing after a Spike in Professional Volleyball Players

Rafe Mohammad Zaheri¹, *Mahdi Majlesi², Ali Fatahi¹

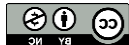
1. Department of Sports Biomechanics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

2. Department of Sport Biomechanics, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.



Citation: 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 (Persian)]. Journal of Sport Biomechanics. 2024;10(1):54-68. <https://doi.org/10.21859/JSportBiomech.10.1.386.1>

<https://doi.org/10.21859/JSportBiomech.10.1.386.1>



Article Info:

Received: 29 April 2024

Accepted: 1 June 2024

Available Online: 3 June 2024

Keywords:

Volleyball, Kinetics, Spike,
Dominant and non-
dominant foot

ABSTRACT

Objective This study examines the impact of fatigue on kinetic variables during landing after performing a spike in professional volleyball players. Fatigue can significantly affect athletic performance and increase the risk of lower limb injuries, particularly in movements that require precise landings.

Methods In this study, 28 professional volleyball players performed a spike over the net and landed on a force plate before and after inducing fatigue. Kinetic variables, including ground reaction forces and loading rates, were evaluated at both stages. A paired t-test was used to examine the effect of fatigue on these variables during the landing task after the spike. All statistical analyses were conducted using SPSS software with a significance level set at $P < 0.05$.

Results The results showed that fatigue caused a significant reduction in the vertical ground reaction force at initial contact, the maximum posterior force, and the medio-lateral force at initial contact in the dominant leg. Fatigue did not have a significant effect on the other variables.

Conclusion The results indicated that the ground reaction force in the dominant leg after inducing fatigue was significantly different from before. Given the asymmetry in ground reaction forces between the dominant and non-dominant legs, it is crucial to address this in training programs.

*** Corresponding Author:**

Mahdi Majlesi

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

Tel: +98 (918) 4077540

E-mail: majlesi11@gmail.com

Extended Abstract

1. Introduction

Volleyball is an Olympic sport played in over 200 countries worldwide. Players use complex movements in both attack and defense, with the spike being one of the most important techniques used to score points (1). The spike requires high skills in jumping and landing. Offensive players aim to achieve a high jump to make their next move unpredictable and to hit the ball with greater speed, which correlates with their level of competition (2). By applying biomechanical principles, coaches and scientists can identify techniques to improve performance, reduce injury risk, and extend athletic careers. This knowledge is especially important in sports involving jumping, like volleyball, where precise body positioning and landing techniques play a significant role in preventing injuries (3, 4). Studies have shown that game-induced fatigue can decrease landing quality and increase the risk of both acute and chronic injuries (5-7). Fatigue negatively impacts athletic performance by reducing neuromuscular precision and motor control, particularly in sports that require high movement accuracy and repeatability (8, 9). Fatigue disrupts the distribution of forces on the body, increases stress on sensitive joints such as the knee and ankle, and reduces muscular resistance to sudden pressures (10, 11). This emphasizes the need for proper training programs and recovery strategies to mitigate fatigue and prevent injuries (12-15). Most studies on landing have assumed that the lower limbs are symmetrical and have only analyzed unilateral data (16-20). However, this study examines the kinetic differences between the dominant and non-dominant legs during landing after a spike and following the onset of fatigue (21-23).

2. Methods

The This study targeted professional volleyball players aged 18-32 from reputable Iranian leagues. Using G*Power software with $\alpha = 0.05$ and 80% power (24), 28 male players volunteered, with an average age of 24.56 ± 2.14 years, height of 1.81 ± 0.15 meters, weight of 76.14 ± 9.09 kg, and BMI of 23.71 ± 7.27 . None had lower or upper limb injuries in the past year or were on medication in the month before testing. They completed consent forms, and the testing procedures were explained. A 3D motion analysis system (Vicon Peak, Oxford, UK) with six T20 cameras at 200 Hz and markers on the lower limbs was used to capture movements during tasks (25). Synchronized Kistler force plates at 1000 Hz recorded kinetic data, normalized to body weight (26). The volleyball net was set at 2.43 meters in a calibrated lab area. Participants warmed up for 15 minutes, performed five trial spikes, then executed six spikes each before and after a fatigue protocol, landing on force plates. The fatigue protocol, from Bosco (27), involved four 60-second vertical jump sets with 10-second rests, with increasing effort (50%, 70%, and 100%). Fatigue was marked by a 30% drop in maximum jump height. Variables measured included ground reaction forces (vertical, anterior-posterior, medial-lateral) and loading rates (28, 29), normalized to body weight, analyzed using SPSS with a significance level of $P < 0.05$.

3. Results

The results of comparing ground reaction forces before and after fatigue showed that the vertical ground reaction force at the moment of impact, the maximum posterior force, and the medial-lateral force at the moment of impact in the dominant leg had significant differences ($P < 0.05$). Fatigue did not have a significant effect on other variables (Table 1).

4. Conclusion

This study examines the impact of fatigue on ground reaction forces (GRF) in three main axes during landing from a volleyball spike. The research aims to provide a deeper understanding of how landing kinetics change under fatigue and its effects on the safety and performance of professional volleyball players. Given the importance of kinetic variables and the influence of fatigue, this study offers valuable insights into injury prevention. The results indicate that fatigue leads to a 15% reduction in vertical GRF in the dominant leg during landing (30-32). Previous research suggests that fatigue can increase the risk of

lower limb joint injuries by affecting GRFs (33, 34). Although fatigue may cause asymmetric force distribution between dominant and non-dominant legs, this study found equal GRF levels in both legs post-fatigue (35-37). The dominant leg, typically used for precise and powerful movements, may experience more stress and thus higher GRF during landing (38). Conversely, the non-dominant leg, being less conditioned, might be less capable of absorbing GRF under fatigue, leading to imbalance and injury risk. Fatigue can impair effective force absorption, as suggested by previous studies, which might explain the reduced vertical GRF due to a cautious landing strategy to minimize injury risk. Fatigue also significantly affects posterior and medial-lateral forces, with a 13% reduction in maximum posterior force and a 37% increase in medial-lateral force in the dominant leg post-fatigue (39, 40). These forces are crucial for movement control and balance, and excessive medial-lateral loading can be particularly dangerous for knee ligaments like the ACL (41, 42). Studies have noted differences in limbs regarding various anatomical and physiological aspects, which may contribute to increased ACL injury risk in the dominant leg due to these asymmetries and fatigue (43). Consequently, understanding these dynamics is essential for developing effective training and injury prevention strategies (44).

Table 1. Ground reaction forces in three axes at the moment of landing and peak forces after a spike, before and after fatigue, in the dominant and non-dominant legs.

	foot	Time of Measure		Sig.(t)
		PRE	POST	
VGRF _{IC}	Non-dominant leg	2.17±0.89	2.05±1.07	0.453(0.761)
	dominant leg	2.34±0.80	2.03±0.78	0.046(2.118)*
PVGRF	Non-dominant leg	3.49±1.01	3.51±0.98	0.895(-0.133)
	dominant leg	3.82±1.20	3.59±1.27	0.258(1.157)
APGRF _{IC}	Non-dominant leg	1.79±0.58	1.64±0.85	0.384(0.885)
	dominant leg	1.82±0.61	1.76±0.76	0.618(0.505)
PAGRF	Non-dominant leg	0.33±0.34	0.37±0.31	0.561(-0.588)
	dominant leg	0.28±0.29	0.37±0.37	0.089(-1.761)
PPGRF	Non-dominant leg	2.17±0.74	1.96±0.72	0.092(1.749)
	dominant leg	2.25±0.74	1.99±0.46	0.033(2.241)*
MLGRF _{IC}	Non-dominant leg	0.16±0.23	0.15±0.24	0.984(0.021)
	dominant leg	-0.29±0.27	-0.40±0.29	0.043(2.124)*
PMGRF	Non-dominant leg	0.73±0.26	0.76±0.38	0.481(-0.714)
	dominant leg	0.05±0.06	0.05±0.06	0.913(-0.110)
PLGRF	Non-dominant leg	0.09±0.10	0.12±0.12	0.191(-1.341)
	dominant leg	0.81±0.34	0.87±0.38	0.249(-1.177)
Loading rate	Non-dominant leg	74.54±41.20	81.94±49.98	0.478(-0.720)
	dominant leg	84.38±45.04	84.02±53.45	0.249(0.040)

Note: VGRF_{IC}, Vertical GRF Initial Contact. PVGRF, Peak Vertical GRF. APGRF_{IC}, Anterior/Posterior GRF Initial Contact. PAGRF, Peak Anterior GRF. PPGRF, Peak Posterior GRF. MLGRF_{IC}, Medial/Lateral GRF Initial Contact. PMGRF, Peak Medial GRF. PLGRF, Peak Lateral GRF.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

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

Funding

This research did not receive any grants from funding agencies in the public, commercial, or non-profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed equally to preparing the article.

Conflicts of interest

The authors declared no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

ارزیابی تأثیر خستگی بر تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین در فرود پس از اسپک در والیبالیست‌های حرفه‌ای

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

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

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

چکیده

هدف: در این مطالعه، تأثیر خستگی بر متغیرهای کینتیکی در هنگام فرود پس از اجرای اسپک توسط والیبالیست‌های حرفه‌ای مورد بررسی قرار گرفته است. خستگی می‌تواند تغییرات قابل‌توجهی در عملکرد ورزشی و افزایش ریسک آسیب‌دیدگی اندام‌های تحتانی ایجاد کند، به‌ویژه در حرکاتی که نیازمند دقت بالایی در فرود هستند.

روش‌ها: در این مطالعه، ۲۸ والیبالیست حرفه‌ای قبل و پس از اعمال خستگی تکلیف اسپک روی تور و فرود بر روی تخته نیرو را اجرا کردند. متغیرهای کینتیکی شامل نیروهای عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری در هر دو مرحله مورد ارزیابی قرار گرفت. برای بررسی تأثیر خستگی بر متغیرهای پژوهش در تکلیف فرود پس از اسپک از آزمون تی وابسته استفاده شد. کلیه مراحل تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS و با سطح معناداری $P < 0.05$ انجام گرفته شده است.

یافته‌ها: نتایج نشان داد عامل خستگی باعث کاهش معنی‌دار نیروی عکس‌العمل عمودی در لحظه برخورد، حداکثر نیروی خلفی و نیروی داخلی-خارجی در لحظه برخورد در پای غالب شده بود و در سایر متغیرها خستگی تأثیر معنی‌داری نداشت.

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج میزان نیروی عکس‌العمل زمین در پای غالب بعد از اعمال خستگی دارای اختلاف معنی‌داری با قبل از آن بود. با توجه به عدم تقارن مقدار نیروی عکس‌العمل زمین در دوپای غالب و غیرغالب ضروری است در برنامه‌های تمرینی به این امر توجه ویژه گردد.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۱۰ اردیبهشت ۱۴۰۳

تاریخ پذیرش: ۱۲ خرداد ۱۴۰۳

تاریخ انتشار: ۱۴ خرداد ۱۴۰۳

کلیدواژه‌ها:

والیبال، کینتیک، اسپک، پای غالب و غیرغالب

*نویسنده مسئول:

مهدی مجلسی

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

تلفن: ۴۰۷۷۵۴۰ (۹۱۸) +۹۸

ایمیل: majlesi11@gmail.com

مقدمه

والیبال یک ورزش المپیکی است که در بیش از ۲۰۰ کشور جهان بازی می‌شود. والیبالیست‌ها از چندین حرکت پیچیده در حمله و دفاع استفاده می‌کنند. با این حال، در این ورزش اسپک معمولاً برای امتیاز گیری استفاده می‌شود و یکی از مهم‌ترین و اساسی‌ترین تکنیک‌های این ورزش می‌باشد (۱) و مستلزم مهارت‌های بالایی در پرش و فرود است. در اسپک، هدف یک بازیکن تهاجمی دستیابی به ارتفاع پرش زیاد است تا بازیکن برای عملکرد بعدی غیرقابل پیش‌بینی باشد. هرچه ارتفاع پرش بازیکن در طول اسپک بیشتر باشد، میزان عملکرد بازیکن وسیع‌تر خواهد بود و بازیکن می‌تواند به توپ با سرعت بالاتری ضربه بزند. در مطالعات قبلی، مشخص شده که عملکرد پرش با سطح رقابت همبستگی دارد (۲)؛ در نتیجه، دستیابی به ارتفاع پرش بیشتر یک عامل تعیین‌کننده در عملکرد بازیکنان والیبال است. در این بین با استفاده از اصول بیومکانیکی، مربیان و دانشمندان می‌توانند تکنیک‌هایی را شناسایی کنند که به بهبود اجرا، کاهش خطر آسیب‌دیدگی و افزایش طول دوره فعالیت ورزشی کمک کند. این دانش به‌ویژه در ورزش‌هایی با حرکات پرشی مانند والیبال که در آن‌ها تنظیم دقیق وضعیت بدن و تکنیک‌های فرود آمدن نقش بسزایی در پیشگیری از آسیب‌های احتمالی دارد، از اهمیت بالایی برخوردار است (۳، ۴).

تحقیقات نشان داده‌اند که خستگی ناشی از بازی می‌تواند بر کیفیت فرود تأثیر بگذارد، به‌طوری‌که خطر آسیب‌دیدگی‌های حاد و تدریجی را افزایش می‌دهد (۵-۷)؛ بنابراین، درک تأثیر خستگی بر بیومکانیک فرود پس از یک اسپک و توسعه راهکارهای مقابله‌ای می‌تواند به بهبود سلامت و امنیت ورزشکاران کمک کرده و از این رو، اهمیت این پژوهش در چارچوب ورزش‌های رقابتی را مشخص می‌سازد (۸، ۹).

خستگی، به‌عنوان یکی از عوامل کلیدی که بر عملکرد ورزشی تأثیر می‌گذارد، می‌تواند کیفیت اجرای حرکات ورزشی را به‌طور قابل‌توجهی کاهش دهد (۱۰، ۱۱). تجمع خستگی ناشی از تمرینات شدید یا رقابت‌های پی‌درپی می‌تواند منجر به کاهش دقت عصبی-عضلانی و توانایی کنترل حرکتی شود (۱۲، ۱۳). این عدم تعادل، به‌خصوص در ورزش‌هایی که نیازمند دقت حرکتی بالا و تکرارپذیری هستند، می‌تواند تأثیرات منفی بر عملکرد ورزشی بگذارد و احتمال خطا را افزایش دهد. مکانیزم‌های فیزیولوژیکی و بیومکانیکی متأثر از خستگی، مانند کاهش سرعت پاسخ عضلانی و تغییر در کینماتیک حرکت، نیز نقش مهمی در کاهش کارایی اجرا دارند (۱۲، ۱۴، ۱۵). علاوه بر تأثیرات بر کیفیت اجرا، خستگی می‌تواند ریسک آسیب‌دیدگی در ورزشکاران را نیز به‌طور قابل‌توجهی افزایش دهد (۱۶-۱۸). تحقیقات نشان داده‌اند که خستگی می‌تواند توانایی ورزشکاران را در حفظ استقامت و تعادل ضروری برای اجتناب از آسیب‌ها تضعیف کند، به‌خصوص در حرکات پرخطر مانند فرود آمدن پس از پرش‌های بلند (۱۹، ۲۰). خستگی موجب اختلال در توزیع نیروهای وارد بر بدن می‌شود، افزایش تنش بر مفاصل حساس مانند زانو و مچ پا را به همراه دارد و مقاومت عضلانی را در برابر فشارهای ناگهانی کاهش می‌دهد. این امر، تأکید بر اهمیت برنامه‌ریزی مناسب تمرینی و استراتژی‌های بازیابی برای کاهش خستگی و پیشگیری از آسیب‌ها را نشان می‌دهد (۲۱).

اکثر مطالعات مربوط به فرود فرض کرده‌اند که اندام‌های تحتانی متقارن هستند؛ بنابراین، این مطالعات تنها از داده‌های یک‌طرفه اندام تحتانی افراد برای تجزیه و تحلیل خطرات آسیب‌های مربوط به فرود استفاده کرده‌اند (۲۲، ۲۳). همچنین، مطالعاتی که تمرکز بر فرود تک‌پا داشته‌اند فقط سمت غالب را برای نشان دادن عملکرد کلی اندام تحتانی مورد بررسی قرار داده‌اند.

علیرغم وجود تحقیقات گسترده در زمینه خستگی و تأثیر آن بر عملکرد ورزشی، مطالعات محدودی به‌صورت مستقیم تأثیرات خستگی بر بیومکانیک فرود دوطرفه و در شرایط واقعی را مورد پژوهش قرار داده‌اند؛ بنابراین سؤال اصلی پژوهش حاضر این است که در حرکت فرود پس از اسپک و پس از اعمال خستگی آیا تفاوتی در میزان متغیرهای کینتیکی در دو پای غالب و غیرغالب وجود دارد یا خیر؟

روش شناسی

جامعه آماری این پژوهش افراد والیبالیست حرفه‌ای حاضر در لیگ‌های معتبر والیبالی (با دامنه سنی ۱۸ تا ۳۲ سال) در کشور ایران بودند. به منظور تعیین تعداد نمونه‌های پژوهش با نرم‌افزار G*Power با $\alpha = 0.05$ و توان آماری ۸۰ درصد (۲۴) تعداد ۲۸ نفر از بازیکنان حرفه‌ای با میانگین سنی $(24/56 \pm 2/14)$ سال، قد $(1/81 \pm 0/15)$ متر، وزن $(76/14 \pm 9/09)$ کیلوگرم و BMI $(27/71 \pm 23/71)$ به طور داوطلب در این پژوهش شرکت کردند. هیچ کدام از آزمودنی‌ها سابقه آسیب جدی اندام تحتانی و فوقانی نظیر دررفتگی مفصلی و کشیدگی عضلانی و یا شکستگی در یک سال گذشته نداشتند و تحت هیچ نوع برنامه دارودرمانی در یک ماه منتهی به آزمایش نبودند. همچنین آزمودنی‌ها رضایت‌نامه جهت شرکت در آزمون را تکمیل و سپس مراحل انجام آزمون‌ها و چگونگی اندازه‌گیری متغیرها و شیوه کار به طور کامل برای آزمودنی‌ها تشریح شد.

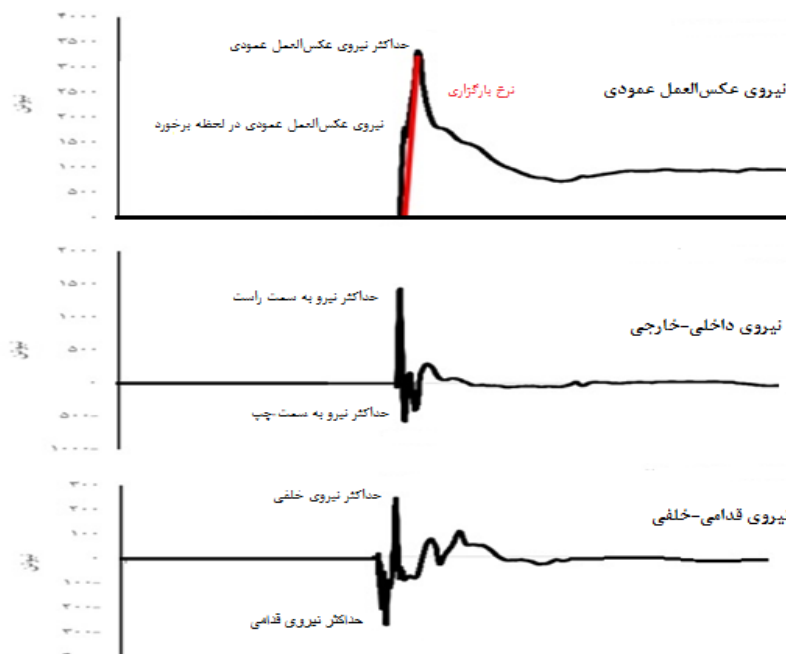
از دستگاه تحلیل حرکتی سه‌بعدی Vicon (Vicon Peak, Oxford, UK) با شش دوربین سری T20، با فرکانس ۲۰۰ هرتز و مارکرهای متصل شده به اندام تحتانی آزمودنی‌ها، هنگام اجرای تکالیف برای تشخیص مراحل مختلف اجرای تکالیف تصویربرداری شد. مارکرهای مورد استفاده، کروی شکل و به قطر ۱۴ میلی‌متر بودند که با استفاده از چسب دوطرفه نواری و بر اساس مدل مارکرگذاری Plug-In Gait Marker Set, Vicon Peak, Oxford, UK)، به نقاط خاص آناتومیکی هر دو پای شرکت‌کنندگان متصل شد (۲۵). به طور هم‌زمان برای ثبت داده‌های کینتیکی از دو صفحه نیروی کیستلر (Type 9281, Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland) که با دوربین‌ها سینک بودند، با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. همچنین داده‌های کینتیکی با استفاده از فیلتر Butterworth سطح چهار با فرکانس برش ۲۰ هرتز هموار و بر اساس وزن بدن آزمودنی‌ها نرمال شدند (۲۶).

برای اجرای تکالیف مورد نظر در محیط آزمایشگاه، تور والیبالی در ارتفاع ۲/۴۳ متری در وسط محیط کالیبره آزمایشگاه در امتداد تور در لبه طولی دو تخته نیرو قرار گرفت. قبل از اجرای آزمون‌ها، افراد حدود ۱۵ دقیقه با دویدن و انجام حرکات کششی همانند برنامه مرسوم گرم کردن در تمرینات والیبالی، اندام فوقانی و تحتانی خود را گرم کردند. در ابتدا آزمودنی‌ها برای آشنایی با محیط آزمایشگاه تعداد ۵ حرکت سه‌گام روی تور را انجام دادند. به علاوه قبل از اجرای تکالیف مورد نظر، از هر آزمودنی یک تست استاتیک برای مشخص کردن موقعیت مرکز مفاصل و مختصات اندام‌ها گرفته شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد تکالیف مورد نظر با حداکثر تلاش و به صورت بهینه اجرا کنند. در این پژوهش از آزمودنی‌ها خواسته شد تکلیف اسپیک روی تور را قبل و پس از اعمال خستگی اجرا نموده و پس از ضربه به توپ با هر دو پا فرود آیند به طوری که هر پا در لحظه برخورد با زمین در داخل یک تخته نیرو قرار گیرد. هر تکلیف شامل ۶ تکرار بود و بین هر تکرار، حداقل سی ثانیه زمان استراحت در نظر گرفته شد (شکل ۱). پروتکل خستگی این پژوهش، پروتکل خستگی بود که در مطالعه بوسکو^۱ و همکاران استفاده شده بود (۲۷). این پروتکل شامل انجام چهار ست پرش عمودی به مدت ۶۰ ثانیه و فاصله ده‌ثانیه‌ای استراحت بین هر ست بود. ابتدا پس از گرم کردن از آزمودنی‌ها یک رکورد ارتفاع پرش اخذ و ثبت شد. آزمودنی‌ها در ست اول پروتکل خستگی با ۵۰٪ توان، ست دوم با ۷۰٪، ست سوم و چهارم با ۱۰۰٪ توان خود پرش عمودی را انجام دادند. پس از هر ست پروتکل خستگی، حداکثر ارتفاع پرش عمودی بلافاصله ارزیابی شد. در صورتی که ارتفاع پرش هر فرد به ۳۰ درصد از حداکثر ارتفاع پرش اولیه کاهش می‌یافت این زمان برای تعیین نقطه خستگی در نظر گرفته می‌شد.

در این پژوهش متغیرهای مورد اندازه‌گیری شامل نیروی عکس‌العمل زمین در سه محور (X.Y.Z) از جمله نیروی عکس‌العمل عمودی در لحظه برخورد، حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی، نیروی قدامی-خلفی در لحظه برخورد، حداکثر نیروی قدامی، حداکثر نیروی خلفی، نیروی داخلی-خارجی در لحظه برخورد، حداکثر نیروی داخلی، حداکثر نیروی خارجی و نرخ بارگذاری بودند (۲۸) (شکل ۲). در این پژوهش نرخ بارگذاری مدت زمان رسیدن به حداکثر نیرو که با تقسیم نیروی حداکثر عمودی بر زمان در نظر گرفته شد (۲۹).



شکل ۱. مراحل انجام اسپک روی تور توسط آزمودنی‌ها



شکل ۲. متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین در جهات مختلف در حرکت فرود پس از اسپک والیبال

در این پژوهش متغیرهای کینتیکی شامل نیروی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری نسبت به وزن افراد نرمال شدند. از آزمون شاپیروویلک به منظور بررسی نرمال بودن داده‌ها، استفاده شد. برای بررسی تأثیر خستگی بر متغیرهای پژوهش در تکلیف فرود پس از اسپک از آزمون تی وابسته استفاده شد. کلیه مراحل تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS و با سطح معناداری $P < 0.05$ انجام گرفته شده است.

نتایج

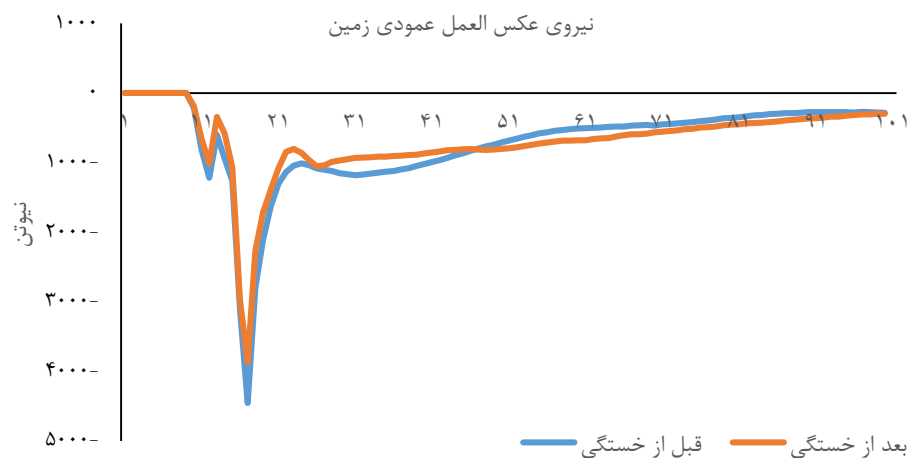
نتایج مقایسه نیروی عکس‌العمل زمین قبل و بعد از خستگی نشان داد نیروی عکس‌العمل عمودی در لحظه برخورد، حداکثر نیروی خلفی و نیروی داخلی-خارجی در لحظه برخورد در پای غالب دارای اختلاف معنی‌داری بودند ($P < 0.05$) و در سایر متغیرها خستگی تأثیر معنی‌داری نداشت (جدول ۱ و شکل ۳-۵).

بحث

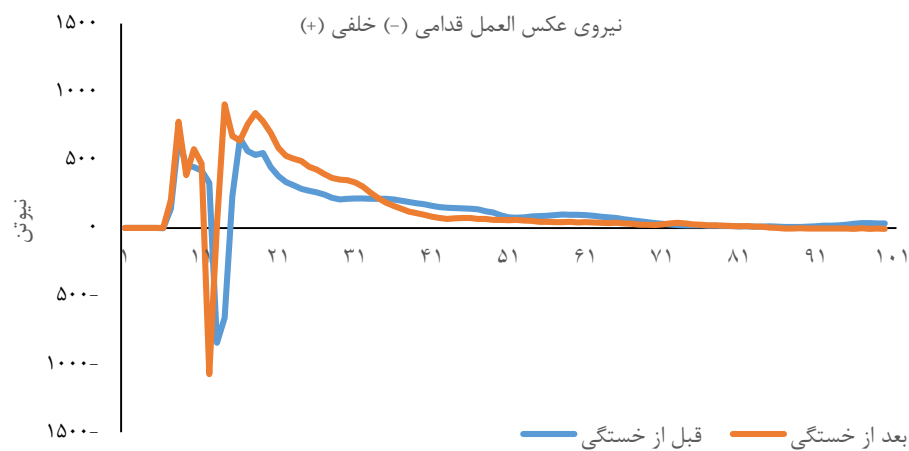
مطالعه حاضر به بررسی تأثیر خستگی بر نیروی عکس‌العمل زمین در سه محور اصلی هنگام فرود از اسپک والیبال می‌پردازد. این تحقیق تلاش دارد تا درک عمیق‌تری از چگونگی تغییر کینتیک فرود در حالت خستگی و تأثیر آن بر ایمنی و کارایی ورزشکاران حرفه‌ای والیبال را فراهم آورد. با توجه به اهمیت متغیرهای کینتیکی و تأثیر خستگی بر این متغیرها، این مطالعه می‌تواند بینش‌های ارزشمندی را در زمینه پیشگیری از آسیب‌دیدگی‌ها ارائه دهد.

جدول ۱. نیروی عکس‌العمل زمین در سه محور در لحظه فرود پس از اسپک قبل و بعد از خستگی در پای غالب و غیرغالب

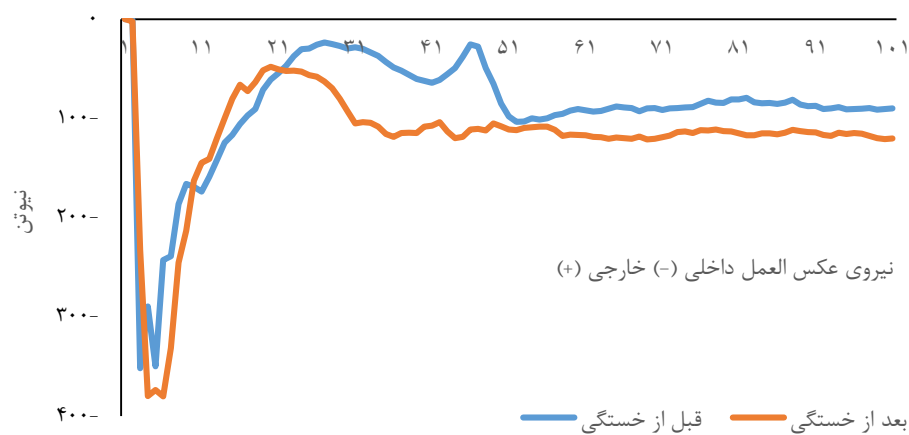
Sig.(t)	زمان اندازه‌گیری			
	بعد از خستگی	قبل از خستگی		
۰/۴۵۳(۰/۷۶۱)	۲/۰۵ ± ۱/۰۷	۲/۱۷ ± ۰/۸۹	پای غیرغالب	نیروی عکس‌العمل عمودی در
۰/۰۴۶(۲/۱۱۸)*	۲/۰۳ ± ۰/۷۸	۲/۳۴ ± ۰/۸۰	پای غالب	لحظه برخورد
۰/۸۵۹(۰/۱۳۳)	۳/۵۱ ± ۰/۹۸	۳/۴۹ ± ۱/۰۱	پای غیرغالب	حداکثر نیروی عکس‌العمل
۰/۲۵۸(۱/۱۵۲)	۳/۵۹ ± ۱/۲۷	۳/۸۲ ± ۱/۲۰	پای غالب	عمودی
۰/۳۸۴(۰/۸۸۵)	۱/۶۴ ± ۰/۸۵	۱/۷۹ ± ۰/۵۸	پای غیرغالب	نیروی قدامی-خلفی در لحظه
۰/۶۱۸(۰/۵۰۵)	۱/۷۶ ± ۰/۷۶	۱/۸۲ ± ۰/۶۱	پای غالب	برخورد
۰/۵۶۱(۰/۵۸۸)	۰/۳۷ ± ۰/۳۱	۰/۳۳ ± ۰/۳۴	پای غیرغالب	حداکثر نیروی قدامی
۰/۰۸۹(۰/۷۶۱)	۰/۳۷ ± ۰/۳۷	۰/۲۸ ± ۰/۲۹	پای غالب	
۰/۰۹۲(۱/۷۴۹)	۱/۹۶ ± ۰/۷۲	۲/۱۷ ± ۰/۷۴	پای غیرغالب	حداکثر نیروی خلفی
۰/۰۳۳(۲/۲۴۱)*	۱/۹۹ ± ۰/۴۶	۲/۲۵ ± ۰/۷۴	پای غالب	
۰/۹۸۴(۰/۰۲۱)	۰/۱۵ ± ۰/۲۴	۰/۱۶ ± ۰/۲۳	پای غیرغالب	نیروی داخلی-خارجی در لحظه
۰/۰۴۳(۲/۱۲۴)*	-۰/۴۰ ± ۰/۲۹	-۰/۲۹ ± ۰/۲۷	پای غالب	برخورد
۰/۴۸۱(۰/۷۱۴)	۰/۷۶ ± ۰/۳۸	۰/۷۳ ± ۰/۲۶	پای غیرغالب	حداکثر نیروی داخلی
۰/۹۱۳(۰/۱۱۰)	۰/۰۵ ± ۰/۰۶	۰/۰۵ ± ۰/۰۶	پای غالب	
۰/۱۹۱(۰/۳۴۱)	۰/۱۲ ± ۰/۱۲	۰/۰۹ ± ۰/۱۰	پای غیرغالب	حداکثر نیروی خارجی
۰/۲۴۹ (۰/۱۷۷)	۰/۸۷ ± ۰/۳۸	۰/۸۱ ± ۰/۳۴	پای غالب	
۰/۴۷۸ (۰/۰۲۰)	۸۱/۹۴ ± ۴۹/۹۸	۷۴/۵۴ ± ۴۱/۲۰	پای غیرغالب	نرخ بارگذاری
۰/۹۶۸ (۰/۰۴۰)	۸۴/۰۲ ± ۵۳/۴۵	۸۴/۳۸ ± ۴۵/۰۴	پای غالب	



شکل ۳. نیروی عکس العمل عمودی زمین قبل و بعد از خستگی



شکل ۴. نیروی قدامی-خلفی قبل و بعد از خستگی



شکل ۵. نیروی داخلی-خارجی قبل و بعد از خستگی

نتایج پژوهش حاضر نشان داد خستگی موجب کاهش ۱۵ درصدی در نیروی عکس‌العمل عمودی زمین (GRF) در پای غالب هنگام فرود شده است. بر اساس یافته پژوهش‌های گذشته خستگی ممکن است با تأثیر بر نیروهای عکس‌العمل زمین، احتمال آسیب‌دیدگی به مفاصل اندام‌های تحتانی را بالا ببرد (۳۰-۳۲). در حالت خستگی، توزیع نیرو بین پای غالب و غیرغالب ممکن است نامتقارن شود؛ اما در این مطالعه پس از اعمال خستگی میزان نیروی عکس‌العمل در هر دو پای غالب و غیرغالب در حد یکسان بودند. پای غالب که معمولاً بیشتر در حرکات دقیق و قدرتی مورد استفاده قرار می‌گیرد، ممکن است تحت فشار بیشتری قرار گیرد و بنابراین، نیروی GRF بیشتری را در هنگام فرود تحمل کند (۳۳، ۳۴). پای غیرغالب که در مقایسه با پای غالب کمتر تقویت شده، ممکن است در مواجهه با خستگی، کمتر قادر به جذب نیروی GRF باشد. این امر می‌تواند به عدم تعادل و افزایش خطر آسیب در پای غیرغالب منجر شود (۳۵-۳۷). کلیس و همکاران (۳۸) بیان کردند که خستگی ممکن است باعث شود که ورزشکاران قادر به جذب نیرو به صورت مؤثر نباشند و سیستم عضلانی و عصبی نتواند به سرعت و به صورت کارآمد نیرو را جذب کند. با توجه به نتایج ناهم‌سوی پژوهش‌های گذشته با نتایج پژوهش حاضر احتمالاً کاهش ارتفاع پرش می‌تواند یکی از دلایل کاهش میزان نیروی عکس‌العمل عمودی پس از فرود باشد. در این حالت به نظر می‌رسد آزمودنی‌ها برای پیشگیری از بروز از آسیب با استراتژی فرود محتاطانه درصدد کاهش ریسک آسیب بوده‌اند.

خستگی عضلانی می‌تواند تأثیرات مهمی بر روی کینتیک فرود پس از پرش داشته باشد، به‌ویژه در مورد حداکثر نیروی خلفی که با کاهش ۱۳ درصدی پای غالب پس از خستگی روبرو شده است. نیروی خلفی اغلب با جذب نیرو در مرحله اولیه فرود و کمک به کاهش سرعت بدن در هنگام برخورد با زمین مرتبط است (۳۹، ۴۰). از سوی دیگر نیروی جانبی (داخلی-خارجی) در زمان برخورد پای غالب پس از خستگی افزایش ۳۷ درصدی به سمت داخل داشته است. خستگی عضلانی می‌تواند تأثیر قابل‌توجهی بر نیروی داخلی-خارجی لحظه برخورد در هنگام فرود پس از پرش داشته باشد. به‌طور معمول، بدن باید ضربه‌ها را به صورت متقارن جذب کند تا استرس را روی هر بخشی به حداقل برساند. این نیروها نقش مهمی در کنترل حرکات و تعادل در جهت جانبی دارند. این نوع بارگذاری جانبی به‌ویژه برای رباط‌های زانو، از جمله رباط صلیبی قدامی (ACL)، خطرناک است که در صورت وارد آمدن نیروی بیش‌ازحد ممکن است بیش‌ازحد کشیده یا پاره شود (۴۱، ۴۲).

مطالعات متعدد تفاوت‌هایی بین اندام‌ها از نظر طول، وزن، شکل و مقاومت استخوان‌های بلند، زاویه‌های کوادرپسپس در حالت ایستاده و خوابیده، زاویه پاشنه پا، اندازه و شکل کف پا، چرخش تیبیا، افت ناویکولار، زاویه لگن و ران، زاویه تیبیوفمورال، شلی زانوی قدامی و ژنو رکورواتوم را مورد بررسی قرار داده‌اند (۴۳). به همین ترتیب، پاترنو و همکاران (۲۰۱۰) ناهماهنگی پاها را به عنوان یک عامل پیش‌بینی کننده برای آسیب‌های رباط صلیبی قدامی شناسایی کرده‌اند، به طوری که ۷۴٪ از آسیب‌های غیر تماسی ACL در پای غالب مردان رخ داده است (۴۴، ۴۵). بر این اساس، ناهماهنگی پاها به علاوه خستگی به عنوان عامل ثانویه می‌تواند خطر آسیب را افزایش دهد. در نتیجه، بر اساس این یافته‌ها و مطالعات قبلی، پای غالب به دلیل این ناهماهنگی‌ها ممکن است خطر بیشتری برای آسیب‌دیدگی ACL داشته باشد که احتمالاً ناشی از تفاوت‌های فیزیولوژیکی و آناتومیک بین پای غالب و غیرغالب است.

نتیجه‌گیری نهایی

این مطالعه نشان داد که خستگی می‌تواند تأثیرات مهمی بر روی کینتیک فرود والیبالیست‌ها داشته باشد و توزیع نیرو بین پای غالب و غیرغالب را نامتقارن کند. درک این تغییرات و اتخاذ روش و برنامه‌های تمرینی مناسب می‌تواند در کاهش خطر آسیب‌دیدگی در

ورزشکاران حرفه‌ای مؤثر باشد. این دانش می‌تواند به طراحی برنامه‌های تمرینی و استراتژی‌های بازیابی مؤثرتر کمک کند تا اطمینان حاصل شود که ورزشکاران در شرایط مطلوب تمرین، رقابت می‌کنند. از سوی دیگر نتایج نشان داد پای غالب در اثر خستگی بیشتر در معرض آسیب ACL قرار دارد که احتمالاً ناشی از تفاوت‌های فیزیولوژیکی و آناتومیکی بین پای غالب و غیرغالب است.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمامی اصول اخلاقی در این پژوهش رعایت شده است. همه شرکت‌کنندگان با رضایت کامل در مطالعه شرکت کردند و به آن‌ها اطمینان داده شد که تمام اطلاعات مربوط به آن‌ها محرمانه باقی خواهد ماند.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در طراحی، اجرا و نگارش همه بخش‌های پژوهش حاضر مشارکت داشته‌اند.

تعارض

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

Reference

1. Fuchs PX, Menzel H-JK, Guidotti F, Bell J, von Duvillard SP, Wagner H. Spike jump biomechanics in male versus female elite volleyball players. Journal of sports sciences. 2019;37(21):2411-9. [DOI:10.1080/02640414.2019.1639437] [PMID]
2. Sattler T, Hadžic V, Dervišević E, Markovic G. Vertical jump performance of professional male and female volleyball players: Effects of playing position and competition level. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2015;29(6):1486-93. [DOI:10.1519/JSC.0000000000000781] [PMID]
3. Nilstad A, Petushek E, Mok K-M, Bahr R, Krosshaug T. Kiss goodbye to the 'kissing knees': No association between frontal plane inward knee motion and risk of future non-contact ACL injury in elite female athletes. Sports biomechanics. 2023;22(1):65-79. [DOI:10.1080/14763141.2021.1903541] [PMID]
4. Maly T, Sugimoto D, Izovska J, Zahalka F, Mala L. Effect of muscular strength, asymmetries and fatigue on kicking performance in soccer players. International Journal of Sports Medicine. 2018;39(04):297-303. [DOI:10.1055/s-0043-123648] [PMID]
5. 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]

6. Farzami A, Sadeghi H, Fattahi A. The effect of fatigue caused by consecutive jump-landing on plantar pressure characteristics during stance phase of walking in adolescent volleyball players with and without sprain ankle injury. *Studies in Sport Medicine*. 2019;11(25):207-22.
7. Farzami A, Anbarian M. The effects of fatigue on plantar pressure and balance in adolescent volleyball players with and without history of unilateral ankle injury. *Science & Sports*. 2020;35(1):29-36. [DOI:10.1016/j.scispo.2019.03.011]
8. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. The effects of core proprioception on knee injury: a prospective biomechanical-epidemiological study. *The American journal of sports medicine*. 2007;35(3):368-73. [DOI:10.1177/0363546506297909] [PMID]
9. Bisseling RW, Hof AL. Handling of impact forces in inverse dynamics. *Journal of biomechanics*. 2006;39(13):2438-44. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2005.07.021] [PMID]
10. Girard O, Mendez-Villanueva A, Bishop D. Repeated-sprint ability-part I: factors contributing to fatigue. *Sports medicine*. 2011;41:673-94. [DOI:10.2165/11590550-000000000-00000] [PMID]
11. Meeusen R, Duclos M, Foster C, Fry A, Gleeson M, Nieman D, et al. Prevention, diagnosis, and treatment of the overtraining syndrome: joint consensus statement of the European College of Sport Science and the American College of Sports Medicine. *Medicine and science in sports and exercise*. 2013;45(1):186-205. [DOI:10.1249/MSS.0b013e318279a10a] [PMID]
12. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological reviews*. 2001. [DOI:10.1152/physrev.2001.81.4.1725] [PMID]
13. Enoka RM, Duchateau J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of physiology*. 2008;586(1):11-23. [DOI:10.1113/jphysiol.2007.139477] [PMID]
14. Enoka RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of applied physiology*. 1992;72(5):1631-48. [DOI:10.1152/jappl.1992.72.5.1631] [PMID]
15. Hunter SK, Critchlow A, Enoka RM. Muscle endurance is greater for old men compared with strength-matched young men. *Journal of applied physiology*. 2005;99(3):890-7. [DOI:10.1152/japplphysiol.00243.2005] [PMID]
16. Mondin D. Athlete Monitoring in Rugby :union:: Inter-and Intra-Week Associations of Objective and Subjective Training Markers with Load During an Entire Rugby :union: Season: Bangor University (United Kingdom); 2021.
17. Meeuwisse WH, Tyreman H, Hagel B, Emery C. A dynamic model of etiology in sport injury: the recursive nature of risk and causation. *Clinical journal of sport medicine*. 2007;17(3):215-9. [DOI:10.1097/JSM.0b013e3180592a48] [PMID]
18. Soligard T, Schweltnus M, Alonso J-M, Bahr R, Clarsen B, Dijkstra HP, et al. How much is too much?(Part 1) International Olympic Committee consensus statement on load in sport and risk of injury. *British journal of sports medicine*. 2016;50(17):1030-41. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096583> [DOI:10.1136/bjsports-2016-096581]
19. Greig M, Walker-Johnson C. The influence of soccer-specific fatigue on functional stability. *Physical Therapy in Sport*. 2007;8(4):185-90. [DOI:10.1016/j.ptsp.2007.03.001]
20. Johnston RJ, Watsford ML, Kelly SJ, Pine MJ, Spurrs RW. Validity and interunit reliability of 10 Hz and 15 Hz GPS units for assessing athlete movement demands. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2014;28(6):1649-55. [DOI:10.1519/JSC.0000000000000323] [PMID]

21. Sikora O, Lehnert M, Hanzlíková I, Hughes J. The impact of a novel neuromuscular training program on leg stiffness, reactive strength, and landing biomechanics in amateur female rugby players. *Applied Sciences*. 2023;13(3):1799. [DOI:10.3390/app13031979]
22. Laughlin WA, Weinhandl JT, Kernozek TW, Cobb SC, Keenan KG, O'Connor KM. The effects of single-leg landing technique on ACL loading. *Journal of biomechanics*. 2011;44(10):1845-51. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2011.04.010] [PMID]
23. Kipp K, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Patterns of hip flexion motion predict frontal and transverse plane knee torques during a single-leg land-and-cut maneuver. *Clinical biomechanics*. 2011;26(5):504-8. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2011.01.004] [PMID]
24. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, 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]
25. Ferrari A, Benedetti MG, Pavan E, Frigo C, Bettinelli D, Rabuffetti M, et al. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait & posture*. 2008;28(2):207-16. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2007.11.009] [PMID]
26. 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.
27. 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;50:273-82. [DOI:10.1007/BF00422166] [PMID]
28. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of Biomechanics*. 2016;49(9):1705-10. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2016.03.056] [PMID]
29. Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of biomechanics*. 1987;20(2):147-55. [DOI:10.1016/0021-9290(87)90306-X] [PMID]
30. 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]
31. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E, Daily D. Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Human movement science*. 2000;19(2):139-51. [DOI:10.1016/S0167-9457(00)00013-0]
32. Cortes N, Onate J, Morrison S. Differential effects of fatigue on movement variability. *Gait & posture*. 2014;39(3):888-93. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2013.11.020] [PMID]
33. Orchard J, Marsden J, Lord S, Garlick D. Preseason hamstring muscle weakness associated with hamstring muscle injury in Australian footballers. *The American journal of sports medicine*. 1997;25(1):81-5. [DOI:10.1177/036354659702500116] [PMID]
34. Kernozek TW, Torry MR, Iwasaki M. Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *The American journal of sports medicine*. 2008;36(3):554-65. [DOI:10.1177/0363546507308934] [PMID]
35. Fousekis K, Tsepis E, Vagenas G. Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. *Journal of sports science & medicine*. 2010;9(3):364.

36. Croisier J-L, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret J-M. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *The American journal of sports medicine*. 2008;36(8):1469-75. [DOI:10.1177/0363546508316764] [PMID]
37. Impellizzeri FM, Bizzini M, Dvorak J, Pellegrini B, Schena F, Junge A. Physiological and performance responses to the FIFA 11+(part 2): a randomised controlled trial on the training effects. *Journal of sports sciences*. 2013;31(13):1491-502. [DOI:10.1080/02640414.2013.802926] [PMID]
38. Kellis E, Katis A. Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. *Journal of sports science & medicine*. 2007;6(2):154.
39. Devita P, Skelly WA. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med Sci Sports Exerc*. 1992;24(1):108-15. [DOI:10.1249/00005768-199201000-00018] [PMID]
40. McLean SG, Huang X, Su A, Van Den Bogert AJ. Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting. *Clinical biomechanics*. 2004;19(8):828-38. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2004.06.006] [PMID]
41. Mclean SG, Fellin RE, Suedekum N, Calabrese G, Passerallo A, Joy S. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Medicine and science in sports and exercise*. 2007;39(3):502-14. [DOI:10.1249/mss.0b013e3180d47f0] [PMID]
42. Padua DA, Marshall SW, Boling MC, Thigpen CA, Garrett Jr WE, 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] [PMID]
43. 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. [DOI:10.1155/2017/5690519] [PMID]
44. 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]
45. 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. *Kinesiologia Slovenica*. 2022;28(1). [DOI:10.52165/kinsi.28.1.141-155]