

Research Paper



The Interactive Effect of Pre-Landing Skill Complexity and Fatigue on Biomechanical Landing Patterns in Female Taekwondo Athletes

*Shahrzad Masoumi¹

1. Department of Physical Education, Rasht Branch, Islamic Azad University, Rasht, Iran.



Citation: Masoumi S. The Interactive Effect of Pre-Landing Skill Complexity and Fatigue on Biomechanical Landing Patterns in Female Taekwondo Athletes. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(2):172-191. <https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.172>

<https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.172>



Article Info:

Received: 11 August 2025

Accepted: 21 November 2025

Available Online: 24 November 2025

Keywords:

Landing, Skill Complexity, Fatigue, Biomechanics, Taekwondo

ABSTRACT

Objective Landing is a movement phase commonly associated with lower-limb injuries. Although various factors influencing landing mechanics have been examined, the role of execution complexity has received comparatively little attention. This study examined how task complexity affects landing performance under fatigue by comparing a taekwondo jump kick, representing a complex movement, with a countermovement jump, representing a simple task.

Methods Kinematic and kinetic data were collected using a motion analysis system and a portable force platform. The experimental protocol consisted of two repeated phases. First, six highly skilled female welterweight taekwondo athletes performed the landing tasks using both their dominant and non-dominant legs. Immediately afterward, they completed a standardized fatigue protocol. This sequence was repeated continuously without rest until exhaustion, and each athlete completed four full cycles.

Results The findings indicated that hip joint angles were the most affected variables following the reduction in hip extensor and knee flexor strength induced by fatigue. The most pronounced differences between the simple and complex tasks appeared in the kinematic variables. Fatigue increased the disparity between the two tasks in the dominant leg, whereas in the non-dominant leg this difference decreased. Another notable observation was the shift in the direction of asymmetry in several variables when comparing the rested and fatigued conditions. In the simple task, changes in asymmetry direction occurred in five variables, while in the complex task such changes were observed in eight variables.

Conclusion The combined influence of skill complexity, fatigue, and limb dominance leads to distinct landing patterns in female taekwondo athletes. These results emphasize the need for further investigation of this interaction across a broader range of sport-specific skills.

* Corresponding Author:

Shahrzad Masoumi

Address: Department of Physical Education, Rasht Branch, Islamic Azad University, Rasht, Iran.

E-mail: masoumi.sh@iaurasht.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

Landing is a critical phase in sports because it forms the final component of many athletic movements and is strongly associated with lower-limb injuries, particularly anterior cruciate ligament (ACL) tears. These injuries are predominantly complete (80.5%) and occur more frequently in the dominant leg, most often through non-contact mechanisms (74.6%, 63.6%) (1). Several factors influence landing-related injury risk, including landing technique (2), landing height (3), gender and surface characteristics (4), footwear (5), sport experience (6), and the use of knee or ankle braces (7). Another influential factor is muscle fatigue, defined as a temporary reduction in muscular performance capacity. Fatigue has been shown to alter biomechanical parameters such as ground reaction forces and joint flexion angles (8), although findings remain inconsistent due to variations in fatigue induction protocols (9). Research examining fatigue effects across different ages and genders has revealed neuromuscular control differences that may contribute to a higher risk of knee injuries in female athletes. Various fatigue protocols have been used in the literature, including cycling, squats, step tests, repetitive jumps, and simulations of real competition. Given that landing is a major contributor to lower-limb injuries, most studies have focused on how fatigue modifies landing mechanics. However, an important yet often overlooked factor is the complexity of the pre-landing task. The majority of previous research has relied on simple tasks such as drop jumps and countermovement jumps, which do not reflect the cognitive and motor demands of more intricate sport-specific movements. Complex skills like taekwondo jump kicks require greater cognitive load (10) and frequently end with unilateral landings, a situation associated with a high risk of ACL injury. Considering that most taekwondo injuries involve the lower extremities (65.5%) (13), understanding landing mechanics in this context is essential. Accordingly, the present study compares the kinetic and kinematic characteristics of a simple task (countermovement jump) with those of a complex task (taekwondo jump front kick) under both rested and fatigued conditions. It is hypothesized that fatigue will influence landing mechanics differently depending on task complexity.

2. Methods

Six highly skilled female welterweight taekwondo athletes participated in this study. Kinematic data were captured using a three-dimensional motion analysis system equipped with six high-speed cameras operating at 120 Hz. Sixteen reflective markers were placed on key anatomical landmarks of the lower limbs to track joint motions. Ground reaction forces were collected using a portable force platform. Blood lactate concentration was assessed with a handheld lactate analyzer to determine fatigue thresholds. After a standardized warm-up, participants performed two tasks—the countermovement jump (CMJ) and the taekwondo jump front kick (TJFK)—using both the dominant and non-dominant legs. Each task involved both the jumping and landing phases, with strict technical criteria applied to ensure proper execution of the taekwondo kicks. Following the initial task performance, athletes completed a fatigue protocol consisting of repeated step-up and step-down movements on a 30 cm platform, performed as rapidly as possible for three minutes per cycle. This protocol was repeated four times consecutively without rest until volitional exhaustion, resulting in an average total workload duration of approximately 27 minutes. Kinematic and kinetic data were collected from the supporting leg during each landing.

Statistical analyses were performed using dependent t-tests to compare pre- and post-fatigue values as well as differences between the two task conditions, with the significance level set at $p < 0.05$. Percent changes and between-task differences were calculated. Bilateral asymmetry was assessed using a Symmetry Index, where the direction of asymmetry was determined based on sign conventions. This approach enabled direct comparison of asymmetry patterns between the simple and complex tasks under both rested and fatigued conditions.

3. Results

Blood lactate concentration increased significantly from the rested condition (2.2 ± 0.75 mmol/L) to the fatigued condition (7.4 ± 2.2 mmol/L) ($p < 0.005$), confirming the effectiveness of the fatigue protocol. In

the dominant leg, hip flexion at initial contact during the complex task increased from 5.09° to 23.97° ($p < 0.005$), while ankle angular velocity in the simple task rose from 271.16°/s to 403.87°/s ($p = 0.000$). Flight height in the simple task also decreased significantly from 16.31 cm to 15.01 cm ($p < 0.02$). No significant kinetic differences were observed between the simple and complex tasks in the rested state. However, under fatigue, the vertical ground reaction force impulse was significantly greater in the simple task than in the complex task ($p < 0.04$). The tasks demonstrated more pronounced differences in kinematic parameters. In the rested condition, all hip-related variables—hip flexion at impact, maximum hip flexion, and hip angular velocity—were significantly higher in the simple task compared to the complex task. Under fatigue, in addition to the hip variables, knee peak angle, knee angular velocity, and ankle angular velocity also showed significant between-task differences (Table 1). In the non-dominant leg, only one variable was significantly affected by fatigue: hip angular velocity, which decreased from 72.22°/s to 20.1°/s ($p < 0.04$). Symmetry index analysis revealed distinct patterns across tasks and conditions. In the rested state, the simple task showed a symmetry index range of 0.25 to 25.47 with a mean of 9.48, whereas the complex task displayed a wider range of 0.2 to 84.89 with a mean of 20.8. Under fatigue, the simple task exhibited a range of 2.14 to 38.1 and a mean of 9.78, while the complex task presented values ranging from 6.01 to 53.3 with a mean of 10.1. Bilateral asymmetries were identified when differences between limbs exceeded 15%.

4. Discussion

This study examined how muscle fatigue influences landing biomechanics during simple and complex tasks. The fatigue protocol produced a greater reduction in peak vertical ground reaction force (vGRF) in the simple task (13.7%) compared with the complex task (2.8%). Previous research has reported mixed effects of fatigue on vGRF, with studies showing increases, decreases, or no meaningful changes, largely depending on the type of fatigue protocol and the specific muscle groups targeted (16).

Table1. The comparison of means of kinematic and kinetic variables in simple and complex tasks in rested and fatigued states (Dominant leg)

Variables	Task	Rested state					Fatigued state				
		Average	STD	T	p	PD*	Average	STD	T	p	PD*
vGRF Peak (BW)	Simple	2.2	1.42	-0.37	0.7	12.7c**	2.18	1.09	-1	0.3	22.4c
	Complex	2.5	1.76				2.73	1.7			
vGRF Impulse (N-s)	Simple	151.63	77.04	0.44	0.6	13.9s***	158.56	66.82	2.62	0.04	36.4s
	Complex	131.8	114.9				109.63	68.15			
vGRF Max loading rate (km/s)	Simple	59.81	23.43	0.22	0.8	4.5s	74.29	25.71	-0.05	0.95	2c
	Complex	57.14	25.12				75.8	53.73			
Hip flexion at IC (°)	Simple	53.11	18.92	7.1	0.0008	193s****	55.97	9.28	5.14	0.003	80s
	Complex	-5.09	12.08				23.97	9.26			
Knee flexion at IC (°)	Simple	15.89	8.33	0.71	0.5	13.8s	16.1	4.32	-0.76	0.47	15.5c
	Complex	13.83	3.01				18.81	4.96			
Ankle plantar flexion at IC (°)	Simple	-29.53	11.65	-0.45	0.6	25.8s	-32.17	4.1	1.15	0.29	13.5c
	Complex	-22.78	28.9				-36.83	10.26			
Peak hip flexion (°)	Simple	75.64	23.86	9.29	0.0002	176s	85.87	21.13	4.82	0.004	99.4s
	Complex	4.75	13.46				28.82	22.69			
Peak knee flexion (°)	Simple	29.91	18.17	-1.29	0.25	20.8c	29.06	12.78	-3.65	0.01	41c
	Complex	36.89	11.54				44.07	6.49			
Peak ankle dorsiflexion (°)	Simple	16.84	8.14	-1.42	0.21	14c	15.17	7.02	-1.2	0.28	21.2c
	Complex	19.68	9.00				18.78	7.78			
Angular Velocity of Hip (°/s)	Simple	257.9	97.31	5.92	0.001	191s	203.45	57.01	6.09	0.001	101s
	Complex	5.9	95.75				66.03	15.44			
Angular Velocity of Knee (°/s)	Simple	97.01	67.38	1.24	0.2	49.6s	186.35	133.97	2.96	0.03	87.5s
	Complex	58.42	39.38				72.85	56.74			
Angular Velocity of Ankle (°/s)	Simple	271.16	83.12	0.14	0.8	1.9c	403.87	73.07	-3.17	0.02	51.8s
	Complex	276.46	73.03				237.6	90.26			
Height of Flight (cm)	Simple	16.31	6.4	-1.98	0.1	16.8s	15.01	6.83	-2.37	0.06	47s
	Complex	13.78	6.4				9.29	2.83			

Interestingly, the impulse—which reflects the change in momentum—showed minimal overall change, consistent with findings from other studies (22). However, impulse increased in the simple task and decreased in the complex task following fatigue, which may be partially attributable to a reduction in jump height. Statistical analyses identified two notable changes in hip kinematics during landing in the complex task. First, hip flexion at initial contact increased in the dominant leg following fatigue. This finding aligns with several studies (24), though it contradicts research reporting a decrease in this variable (25). Second, hip angular velocity in the non-dominant leg decreased, a result that is inconsistent with recent studies reporting either increased hip angular velocity (26) or no significant change (27). Additionally, no significant alterations were observed in knee kinematics during the complex task under fatigue. This outcome is supported by some previous investigations, but stands in contrast to studies reporting increased knee flexion at initial contact (28) or at peak (18), as well as research noting reductions in these parameters (18). To our knowledge, no prior study has reported either a decrease or no change in knee angular velocity; most existing literature indicates an increase in this variable (29).

For the ankle, the present study found a significant increase in ankle angular velocity during the simple task after fatigue, consistent with earlier work (24). However, neither the plantarflexion angle at initial contact nor the maximum ankle flexion angle changed significantly. Previous findings regarding these variables remain inconsistent, with some studies reporting decreases (24) and others reporting increases (18), highlighting a lack of consensus in the literature. The analysis of the symmetry index showed considerable variability across variables, suggesting that the influence of fatigue on biomechanical asymmetry is strongly dependent on task complexity. Overall, the interaction between fatigue and skill complexity shapes landing strategies, joint mechanics, and asymmetry patterns in ways that may have important implications for injury risk. These findings underscore the importance of considering both task complexity and fatigue in injury prevention programs and performance training.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

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

Funding

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

Authors' contributions

The sole author was responsible for the study conception and design, data collection, data analysis and interpretation, drafting of the manuscript, and approval of the final version.

Conflicts of interest

The author declares no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

بررسی اثر تعاملی پیچیدگی مهارت اجرا شده قبل از فرود و خستگی بر الگوی بیومکانیکی فرود در زنان تکواندوکار

*شهرزاد معصومی^۱

۱. گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد رشت، دانشگاه آزاد اسلامی، رشت، ایران.

Use your device to scan and read the article online



Citation: Masoumi S. The Interactive Effect of Pre-Landing Skill Complexity and Fatigue on Biomechanical Landing Patterns in Female Taekwondo Athletes. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(2):172-191. <https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.172>

<https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.172>

چکیده

هدف یکی از شرایطی که احتمال آسیب به اندام‌های تحتانی را افزایش می‌دهد، فرود آمدن است. عوامل متعددی که بر فرود تأثیر می‌گذارند مورد مطالعه قرار گرفته‌اند، اما پیچیدگی اجرای فرود کمتر مورد توجه بوده است. این مطالعه به بررسی تأثیر پیچیدگی اجرا بر فرود در شرایط خستگی پرداخت، به‌طوری که ضربه پرشی تکواندو به‌عنوان یک مهارت پیچیده و پرش کانترموومننت به‌عنوان پرشی ساده مورد تحلیل قرار گرفت.

روش‌ها داده‌ها با استفاده از سیستم تحلیل حرکت و صفحه نیروی قابل حمل جمع‌آوری شدند. مطالعه شامل دو مرحله فعالیت متوالی بود. در مرحله اول، ۶ بازیکن حرفه‌ای تکواندو، مهارت‌ها را با هر دو پای برتر و غیربرتر انجام دادند. بلافاصله پس از آن، افراد تحت پروتکل خستگی قرار گرفتند. این چرخه بدون وقفه تکرار شد تا زمانی که فرد به خستگی نهایی رسید. هر شرکت‌کننده این چرخه را چهار بار تکرار کرد.

یافته‌ها زوایای مفصل لگن بیشترین تأثیرپذیری را از کاهش قدرت عضلات بازکننده لگن و خم‌کننده زانو پس از پروتکل خستگی نشان داد. تفاوت‌های چشمگیرتر بین مهارت‌های ساده و پیچیده در متغیرهای کینماتیکی مشاهده شد. خستگی باعث افزایش اختلاف بیومکانیک دو مهارت در پای برتر شد و این اختلاف در پای غیربرتر کاهش یافت. نکته مهم دیگر تغییر جهت عدم تقارن در برخی متغیرها از حالت استراحت به شرایط خستگی بود؛ در مهارت ساده جهت عدم تقارن در ۵ متغیر تغییر کرد، درحالی‌که در مهارت پیچیده این تغییر در ۸ متغیر مشاهده شد.

نتیجه‌گیری این یافته‌ها نشان می‌دهند که تعامل پیچیدگی مهارت، خستگی و تسلط پا می‌تواند منجر به الگوهای فرود متفاوتی شود؛ بنابراین، تحقیقات بیشتری لازم است تا این ترکیب در مهارت‌های مختلف ورزشی مورد بررسی قرار گیرد.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۲۰ مرداد ۱۴۰۴

تاریخ پذیرش: ۳۰ آبان ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۳ آذر ۱۴۰۴

کلید واژه‌ها:

فرود، پیچیدگی مهارت،
خستگی، بیومکانیک، تکواندو

*نویسنده مسئول:

شهرزاد معصومی

آدرس: گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد رشت، دانشگاه آزاد اسلامی، رشت، ایران.

ایمیل: masoumi.sh@iaurasht.ac.ir

مقدمه

فرود به عنوان یکی از مهارت‌های کلیدی در حرکات ورزشی، نقش حیاتی در کنترل بدن و جلوگیری از آسیب‌های احتمالی ایفا می‌کند. بررسی صورت گرفته در سال ۲۰۱۷ که شامل تجزیه و تحلیل ۲۴۷ مطالعه بود، نشان داد که بیش از ۸۰ درصد آسیب‌های رباط صلیبی قدامی گزارش شده، از نوع پارگی کامل بوده و تقریباً سه چهارم این آسیب‌ها در پای برتر رخ داده است؛ کاری که عمدتاً به واسطه مکانیسم‌های غیرتماسی رخ می‌دهد (۱). نباید از نظر دور داشت که نحوه فرود آمدن (۲) سهمی تعیین‌کننده در بروز آسیب‌های جسمانی دارد. اگرچه عوامل دیگری مانند ارتفاع فرود (۳)، جنسیت (۴)، کفش (۵)، سطح فرود (۴)، سطح مهارت (۶) و استفاده از زانوبند و مچ‌بند (۷) نیز می‌توانند نقش مهمی داشته باشند.

خستگی عضلانی اهمیت زیادی در آسیب‌های ورزشی دارد و به عنوان یکی از عوامل خطر بالقوه شناخته می‌شود. یافته‌های تحقیقات نشان می‌دهد که عوامل بیومکانیکی خاصی مانند نیروی عکس‌العمل زمین و حداکثر خم شدن مفصل پس از خستگی ناشی از ورزش تغییر می‌کنند (۸). پروتکل‌های خستگی ساز مختلف مانند دوچرخه‌سواری، اسکات، تست پله، پرش و فرود و حتی مسابقات ورزشی واقعی مانند فوتبال و بسکتبال در مطالعات مختلف استفاده شده‌اند، اما برخی گزارش داده‌اند که این پروتکل‌ها اغلب تغییرات آماری معنی‌داری ایجاد نکرده‌اند (۹). در تحقیقات مرتبط با فرود نکته‌ای که اغلب نادیده گرفته می‌شود، پیچیدگی مهارت اجرا شده قبل از فرود است. مهارت‌های پیچیده مانند ضربات پرشی در رشته‌های رزمی مانند تکواندو نیازمند تمرکز و توانایی شناختی بیشتری نسبت به حرکات ساده مانند پرش دراپ و پرش کانترموومنٹ هستند (۱۰). علاوه بر این، فرود آمدن روی یک پا پس از ضربات پرشی تکواندو، نسبت به فرود دو پا، ارتباط نزدیک‌تری با خطر آسیب رباط صلیبی قدامی دارد (۱۱).

مطالعات دو دهه گذشته عمدتاً بر پرش‌های ساده‌ای مانند دراپ^۱ و کانترموومنٹ متمرکز بوده و کمتر به تأثیر خستگی و پیچیدگی مهارت پرداخته‌اند. از این رو، برای طراحی پژوهش‌های آینده، در نظر گرفتن متغیرهای مداخله‌گر در خستگی عضلانی ضروری به نظر می‌رسد. برای نمونه، برخی محققان سن شرکت‌کنندگان را عاملی مؤثر دانسته‌اند (۱۲). علاوه بر این، شواهد موجود حاکی از آن است که مردان و زنان از راهبردهای عصبی-عضلانی متفاوتی برای کنترل مفصل زانو در حین فرود در شرایط خستگی بهره می‌برند که این تفاوت ممکن است خطر آسیب زانو را در زنان افزایش دهد. اگرچه طیف گسترده‌ای از مهارت‌های ورزشی - از قبیل اسکوات، ضربات فوتبال و دویدن - در شرایط خستگی بررسی شده‌اند، اما کانون توجه اغلب تحقیقات، پدیده فرود بوده است. علت این تمرکز بر اهمیت بنیادین فرود به عنوان عاملی کلیدی در ایجاد آسیب‌های اندام تحتانی استوار است، موضوعی که پیشتر نیز به آن اشاره شده است. در همین زمینه، آمار سال ۲۰۱۷ نشان می‌دهد که بیشترین آسیب‌ها در بین تکواندوکاران، مربوط به اندام تحتانی (۵۱/۶۵٪) و پس از آن به ترتیب به تنه (۱۶٪)، اندام فوقانی (۱۴٪) و ناحیه سر و گردن (۴٪) اختصاص داشته است (۱۳).

با توجه به پیچیدگی حرکات پرشی در تکواندو و تأثیر احتمالی خستگی در تغییر الگوی بیومکانیکی فرود، بررسی رابطه تعاملی پیچیدگی مهارت و خستگی در زنان تکواندوکار اهمیت دارد. درک بهتر این عوامل می‌تواند به طراحی برنامه‌های پیشگیری بهتر از آسیب و بهبود عملکرد ورزشی کمک کند. هدف مطالعه حاضر بررسی اثر تعاملی پیچیدگی مهارت اجرا شده قبل از فرود و خستگی بر الگوی بیومکانیکی فرود در زنان تکواندوکار است. پارامترهای کینماتیکی و کینماتیک پرش کانترموومنٹ به عنوان مهارت ساده و

1. Countermovement Jump
2. Drop Jump

ضربه جلوی پرش تکواندو به عنوان مهارت پیچیده در شرایط استراحت و خستگی مقایسه خواهند شد. فرض بر این است که تأثیر خستگی بر فرود پس از حرکات ساده با حرکات پیچیده متفاوت است.

روش شناسی

آزمودنی‌ها

شرکت کنندگان در این مطالعه ۶ تکواندوکار دارای کمربند مشکی و حداقل دان ۳، در رده وزنی سبک (سن $21/67 \pm 2/21$ سال، وزن $51/67 \pm 3/77$ کیلوگرم، قد $166/3 \pm 4/58$ سانتی متر و سابقه تمرین $10/83 \pm 3/8$ سال) و بدون سابقه مشکلات اندام تحتانی بودند. طبق نتایج مطالعات آزمایشگاهی، الگوهای کنترل عصبی-عضلانی فرود در زنان می تواند تحت تأثیر هورمون های جنسی قرار گیرد؛ بنابراین، فاز لوتال برای انجام آزمایش انتخاب شد. اگر آزمودنی ها در حین اجرای پروتکل خستگی از نظر روحی روانی ابراز خستگی می کردند و مایل به ادامه همکاری نبودند اجازه داشتند که اعلام نمایند و از تحقیق خارج شوند که البته چنین موردی اتفاق نیافتاد. اگر نتیجه لاکتات خون نشان می داد که فرد خسته نشده است دیتاهای آن آزمودنی از تحقیق خارج می شد که البته لاکتات خون تمام آزمودنی افزایش معنی دار داشت.

ابزار و روش پژوهش

پس از گرم کردن (۱۰ تا ۱۵ دقیقه) دو مرحله فعالیت وجود داشت که به طور متوالی تکرار می شدند. در مرحله اول، شرکت کنندگان دو نوع فعالیت را انجام دادند: پرش کانترموومنت به عنوان مهارت ساده و ضربه پرشی تکواندو به عنوان مهارت پیچیده. همه حرکات با پای برتر و غیربرتر انجام شد. در پرش کانترموومنت، شرکت کنندگان با هر دو پا پریدند و روی یک پا روی صفحه نیرو فرود آمدند. برای ضربه تکواندو، از ورزشکاران خواسته شد که به هدفی که در ارتفاع جناغ سینه آن ها قرار داشت، لگد بزنند و فقط ضرباتی که به مرکز میت برخورد می کردند، قابل قبول بودند. این مرحله $1 \pm 3/8$ دقیقه طول کشید. بلافاصله پس از آن، در مرحله دوم، آن ها درگیر پروتکل خستگی شدند. حرکت بالا و پایین رفتن از یک پله با ارتفاع ۳۰ سانتی متر با حداکثر سرعت به مدت ۳ دقیقه انجام شد که به عنوان فعالیت خسته کننده در نظر گرفته شد. چرخه پرش ها و پروتکل خستگی تا رسیدن به سرحد خستگی ادامه یافت. همه شرکت کنندگان توانستند این چرخه را چهار بار تکرار کنند. میانگین کل زمان تمرین برای هر شرکت کننده $27/2 \pm 2/1$ دقیقه بود. تغییرات کینماتیکی در صفحه ساجیتال و کینتیکی پای تکیه گاه برای هر تلاش ثبت شد. برای ردیابی آستانه لاکتات، پس از اتمام هر چرخه، تغییرات اسید لاکتیک خون بررسی شد. یک سیستم تحلیل حرکت سه بعدی (مدل Vicon ۴۶۰، ساخت انگلستان) که شامل شش دوربین پرسرعت (Vicon) با فرکانس ۱۲۰ هرتز، یک پردازنده (Vicon ۴۶۰) و نرم افزار workstation، برای جمع آوری داده های کینماتیکی استفاده شد. برای این مطالعه، ۱۶ نشانگر به روش پلاگین روی پنجه پا، پاشنه، قوزک های جانبی، لقمه خارجی ران، ساق پا، برجستگی بزرگ ران و خار خاصره ای خلفی فوقانی قرار داده شد. برای جمع آوری داده های نیروی عکس العمل زمین، از یک صفحه نیروی قابل حمل (مدل A۹۲۸۶ کیستلر، اندازه $35 \times 60 \times 40$ میلی متر، ساخت سوئیس) به همراه یک کابل (مدل A۱۷۵۷) و یک واحد کنترل (مدل A۵۲۳۳) استفاده شد. از یک آنالیزور لاکتات برای ارزیابی آستانه لاکتات استفاده شد.

1. Plug-In

مرحله فرود از لحظه برخورد پا با زمین تا حداکثر فلکشن زانو تعریف شد. فلکشن زانو، ران و مچ پا در لحظه برخورد و حداکثر فلکشن، همراه با سرعت زاویه‌ای این مفاصل و همچنین حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، ایمپالس و حداکثر نرخ بارگذاری ارزیابی شدند. زاویه ران (زاویه بین ران و تنه) با فلکشن ران به‌طور مثبت و با اکستشن ران به‌طور منفی افزایش یافت. زاویه ران صفر درجه یعنی تنه و ران در یک راستا قرار دارند. زاویه زانو (زاویه بین ران و ساق پا) با فلکشن زانو افزایش یافت. زاویه زانو صفر درجه نشان‌دهنده اکستشن کامل است. زاویه مچ پا (زاویه بین ساق پا و پا) با پلنتر فلکشن به‌طور مثبت و با دورسی فلکشن به‌طور منفی افزایش یافت. زاویه خنثی مچ پا (۰ درجه) به‌عنوان زاویه‌ای تعریف شد که در آن پا صاف روی زمین قرار داشت و ساق پا به‌صورت عمودی تراز شده بود.

تجزیه و تحلیل آماری

برای تحلیل داده‌ها، از نرم‌افزار آماری STATISTICA ۱۲ استفاده شد. تحلیل‌های آماری در سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ انجام شد و از آزمون‌های T برای نمونه‌های وابسته برای مقایسه مقادیر متغیرها قبل و بعد از خستگی و همچنین برای مقایسه متغیرها برای هر فرود استفاده شد. علاوه بر این، درصد تغییر همه متغیرها پس از خستگی و درصد اختلاف بین حالت استراحت و خستگی گزارش شد. از آنجایی که علامت منفی زاویه مچ پا صرفاً نشان‌دهنده خم شدن کف پا بود، این متغیر برای محاسبه درصد اختلاف بدون علامت در نظر گرفته شد. معادله شاخص تقارن (مقدار بالا - مقدار پایین / مقدار کل $\times 100$) برای تعیین کمیت درجه عدم تقارن بین اندام‌ها انتخاب شد (۱۴). پس از محاسبه شاخص تقارن برای هر مهارت، درصد اختلاف شاخص تقارن بین دو مهارت به‌طور جداگانه برای حالت‌های استراحت و خستگی محاسبه شد.

نتایج

غلظت اسید لاکتیک خون به‌طور معنی‌داری از حالت استراحت ($0.75 \pm 2/2$) به حالت خستگی ($2/4 \pm 7/4$) افزایش یافت ($p < 0.005$). جدول ۱ نشان می‌دهد که خستگی مقادیر پارامترهای کینتیکی را در مهارت ساده یا پیچیده تغییر نداد. با این حال، برخی از تغییرات در پارامترهای کینماتیکی قابل توجه بودند. فلکشن ران در لحظه برخورد در مهارت پیچیده افزایش یافت ($p < 0.005$). علاوه بر این، سرعت زاویه‌ای مچ پا در مهارت ساده افزایش یافت ($p < 0.005$). ارتفاع پرواز نیز در مهارت ساده به‌طور قابل توجهی کاهش یافت. جدول ۲ نشان می‌دهد که تنها متغیری که به‌طور معنی‌داری تحت تأثیر خستگی عضلات قرار گرفته، سرعت زاویه‌ای مفصل ران است که از $72/22$ (درجه بر ثانیه) به $20/1$ (درجه بر ثانیه) کاهش یافته است ($p < 0.04$). جدول ۳ نشان داد که هیچ تفاوت معنی‌داری در متغیرهای کینتیکی بین مهارت‌های ساده و پیچیده در حالت استراحت وجود نداشت. با این حال، در حالت خستگی، ضربه در مهارت ساده در مقایسه با مهارت پیچیده به‌طور قابل توجهی بالاتر بود ($p < 0.04$). مهارت‌های بررسی شده تفاوت بارزتری را در کینماتیک نشان دادند. در حالت استراحت، تمام متغیرهای مرتبط با مفصل ران - یعنی فلکشن ران در لحظه برخورد، حداکثر فلکشن ران و سرعت زاویه‌ای ران - در مهارت ساده به‌طور قابل توجهی بیشتر از مهارت پیچیده بودند. در حالت خستگی، علاوه بر متغیرهای مفصل ران، زاویه زانو در اوج، سرعت زاویه‌ای زانو و سرعت زاویه‌ای مچ پا نیز تفاوت‌های معنی‌داری را بین دو نوع مهارت نشان دادند. جدول ۴ نشان داد که هیچ تفاوت کینتیکی معنی‌داری بین مهارت‌های ساده و پیچیده در حالت استراحت یا خستگی وجود نداشت.

جدول ۱. مقایسه میانگین متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی در مهارت‌های ساده و پیچیده (پای برتر)

متغیر	وضعیت	مهارت ساده				مهارت پیچیده			
		میانگین	انحراف استاندارد	T	p	درصد تغییرات	میانگین	انحراف استاندارد	T
حداکثر نیروی عمودی	استراحت	۲/۲	۱/۴۲	۰/۰۴	۰/۹۶	-۰/۹	۲/۵	۱/۷۶	۰/۲۶
عکس‌العمل زمین (نسبی)	خستگی	۲/۱۸	۱/۰۹	۰/۳۷	۰/۷۲	+۴/۶۳	۲/۷۳	۱/۷	۰/۸
ایمپالس (نیوتن ثانیه)	استراحت	۱۵۱/۶۳	۷۷/۰۴	-	-	-	۱۳۱/۸	۱۱۴/۹۷	۰/۸
	خستگی	۱۵۸/۶۶	۶۶/۸۲	-	-	-	۱۰۹/۶۳	۶۸/۱۵	۰/۴۵
نرخ بارگذاری (نیوتن بر ثانیه)	استراحت	۵۹/۸۱	۲۳/۴۳	-۱	۰/۳	+۲۴/۲	۵۷/۱۴	۲۵/۱۲	۱/۱۷
	خستگی	۷۴/۲۹	۲۵/۷۱	-	-	-	۷۵/۸	۵۳/۷۳	-
زاویه ران در زمان برخورد	استراحت	۵۳/۱۱	۱۸/۹۲	۰/۶۱	۰/۵۶	+۵/۳۸	۵/۰۹	۱۲/۰۸	۷/۷۱
(درجه)	خستگی	۵۵/۹۷	۹/۲۸	-	-	-	۲۳/۹۷	۹/۲۶	-
زاویه زانو در زمان برخورد	استراحت	۱۵/۸۹	۸/۳۳	۰/۰۷	۰/۹۴	+۱/۳۲	۱۳/۸۳	۳/۰۱	۲/۱۳
(درجه)	خستگی	۱۶/۱	۴/۳۲	-	-	-	۱۸/۸۱	۴/۹۶	-
پلنتر فلکشن در لحظه برخورد	استراحت	-۲۹/۵۳	۱۱/۶۵	۰/۶۲	۰/۵۵	+۸/۹۴	-۲۲/۷۸	۲۸/۹	۰/۹۳
(درجه)	خستگی	-۳۲/۱۷	۴/۱	-	-	-	-۳۶/۸۳	۱۰/۲۶	۰/۳۹
حداکثر فلکشن ران (درجه)	استراحت	۷۵/۶۴	۲۳/۸۶	-۲/۱	۰/۰۸	+۱۳/۵	۴/۷۵	۱۳/۴۶	۲/۰۷
	خستگی	۸۵/۸۷	۲۳/۶۳	-	-	-	۲۸/۸۲	۲۲/۶۹	-
حداکثر فلکشن زانو (درجه)	استراحت	۲۹/۹۱	۱۸/۱۷	۰/۱۳	۰/۹	-۲/۸۴	۳۶/۸۹	۱۱/۵۴	۱/۵۸
	خستگی	۲۹/۰۶	۱۲/۷۸	-	-	-	۴۴/۰۷	۷/۲۶	-
حداکثر دورسی فلکشن (درجه)	استراحت	۱۶/۸۴	۸/۱۴	۰/۴۵	۰/۶۶	-۹/۹۱	۱۹/۶۸	۹	۰/۷۸
	خستگی	۱۵/۱۷	۷/۰۲	-	-	-	۱۸/۷۸	۷/۷۸	-
سرعت زاویه‌ای ران (درجه بر ثانیه)	استراحت	۲۵۷/۹	۹۷/۳۱	-۱/۹	۰/۱۱	-۲۱/۱	۵/۹	۹۵/۷۵	۲/۰۱
	خستگی	۲۰۳/۴۵	۵۷/۰۱	-	-	-	۶۶/۰۳	۱۵/۴۴	-
سرعت زاویه‌ای زانو (درجه بر ثانیه)	استراحت	۹۷/۰۱	۶۷/۳۸	۲/۱۳	۰/۰۸	+۹۳	۵۸/۴۲	۳۹/۳۸	۰/۵۹
	خستگی	۱۸۶/۳۵	۱۳۳/۹۷	-	-	-	۷۲/۸۵	۵۶/۷۴	-
سرعت زاویه‌ای مچ (درجه بر ثانیه)	استراحت	۲۷۱/۱۶	۸۳/۱۲	-۵/۱	۰	+۴۸/۹	۲۷۶/۴۶	۷۳/۰۳	۰/۹۳
	خستگی	۴۰۳/۳۷	۷۳/۰۷	-	-	-	۲۳۷/۶	۹۰/۲۶	-
ارتفاع پرواز (سانتیمتر)	استراحت	۱۶/۳۱	۶/۴۴	۳/۳	۰/۰۲	-۷/۹۷	۱۳/۷۸	۶/۴	۱/۹۶
	خستگی	۱۵/۰۱	۶/۸۳	-	-	-	۹/۲۹	۲/۸۳	۰/۱۵

با این حال، مشابه پای برتر، تفاوت‌های معنی‌داری در متغیرهای مرتبط با مفصل ران بین دو نوع مهارت در پای غیربرتر، چه در حالت استراحت و چه در حالت خستگی، مشاهده شد. نکته قابل توجه این است که این مقادیر در مهارت ساده در مقایسه با مهارت پیچیده بیشتر بود. در حالت خستگی، هیچ تفاوت کینماتیکی معنی‌دار دیگری مشاهده نشد، اما در حالت استراحت، خم شدن زانو در هنگام برخورد و سرعت زاویه‌ای زانو تفاوت‌های معنی‌داری را بین دو نوع مهارت نشان داد.

جدول ۵ شاخص تقارن پای برتر و غیربرتر را برای هر مهارت، به همراه درصد اختلاف SI نشان می‌دهد. در حالت استراحت، از بین ۱۳ متغیر، عدم تقارن ۷ متغیر در مهارت ساده در مقایسه با مهارت پیچیده بیشتر بود. در حالت خستگی، این عدد از ۷ به ۶ کاهش یافت. بررسی میزان شاخص تقارن مهم است. در حالت استراحت، دامنه و میانگین شاخص تقارن برای مهارت ساده به ترتیب ۰/۲۵ تا ۲۵/۴۷ و ۹/۴۸ بود، در حالی که در مهارت پیچیده، دامنه از ۰/۲ تا ۸۴/۸۹ با میانگین ۲۰/۸ بود. در حالت خستگی، دامنه و میانگین شاخص تقارن برای مهارت ساده ۲/۱۴ تا ۳۸/۱ و ۹/۷۸ بود، در حالی که در مهارت پیچیده، آن‌ها ۶/۰۱ تا ۵۳/۳ و ۱۰/۱ بودند. عدم تقارن‌های دوطرفه زمانی شناسایی می‌شوند که اختلافات دوطرفه از ۱۵٪ بیشتر شود.

جدول ۲. مقایسه میانگین متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی در مهارت‌های ساده و پیچیده (پای غیربرتر)

متغیر	وضعیت	مهارت ساده				مهارت پیچیده			
		میانگین	انحراف استاندارد	T	p	درصد تغییرات	میانگین	انحراف استاندارد	p
حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (نسبی)	استراحت	۲/۲۶	۱/۲۶	۱/۰۱	۰/۳۵	-۱۳/۷	۲/۴۹	۰/۹	۰/۳۹
ایمپالس (نیوتن ثانیه)	خستگی	۱/۹۵	۰/۶۶	-	-	-	۲/۴۲	۱/۲	-
نرخ بارگذاری (نیوتن بر ثانیه)	استراحت	۱۹۴/۲۹	۷۶/۶۷	۱/۳۵	۰/۲۳	-۲۴/۲	۱۴۶/۳۷	۶۰/۶۲	۰/۹۳
	خستگی	۱۴۴/۸۱	۴۲/۵۳	-	-	-	۱۳۳/۱	۸۲/۸	-
زاویه ران در زمان برخورد (درجه)	استراحت	۵۵/۸۱	۱۲/۵۱	۲/۲۱	۰/۰۷	+۴۸/۳	۷۲/۳	۴۴/۴۹	۰/۷۱
	خستگی	۸۲/۸	۲۸/۴۸	-	-	-	۶۵/۷۲	۴۰/۵۴	-
زاویه زانو در زمان برخورد (درجه)	استراحت	۵۹/۲	۱۴/۸۱	۰/۷۸	۰/۴۶	+۱۱/۶	۱۱/۳۲	۸/۴۳	۰/۰۹
	خستگی	۶۶/۰۸	۹/۹۷	-	-	-	۱۵/۶۵	۹/۲۳	-
پلنتار فلکشن در لحظه برخورد (درجه)	استراحت	۲۴/۸۵	۶/۵۴	۰/۹۷	۰/۳۷	-۱۴/۸	۱۷	۳/۱۵	۰/۰۳
	خستگی	۲۱/۱۷	۸/۳۲	-	-	-	۱۷	۶/۴	-
حداکثر فلکشن ران (درجه)	استراحت	-۲۷/۵	۵/۰۶	۰/۹۱	۰/۴	+۶/۸	-۳۳/۹۷	۱۰/۷	۰/۸۹
	خستگی	-۲۹/۳۷	۳/۴۵	-	-	-	-۳۷/۱۴	۹/۶۵	-
حداکثر فلکشن زانو (درجه)	استراحت	۷۶/۰۲	۲۰/۷۵	۱/۱۵	۰/۳	+۱۷/۹	۱۶/۱۵	۲۸/۷۳	۱/۲۴
	خستگی	۸۹/۶۶	۲۸/۷۹	-	-	-	۲۵/۴۵	۲۳/۶۷	-
حداکثر فلکشن زانو (درجه)	استراحت	۳۵/۲۲	۱۵/۳۷	۰/۵۵	۰/۵۹	+۵/۷	۴۲/۰۵	۱۰/۱۱	۱/۰۹
	خستگی	۳۷/۲۳	۱۲/۷۱	-	-	-	۴۰/۴۲	۹/۳۲	-
حداکثر دورسی فلکشن (درجه)	استراحت	۱۳/۹۴	۹/۳۳	۰/۱۶	۰/۸۷	+۳/۲۲	۱۶/۶۵	۶/۲۸	۰/۰۸
	خستگی	۱۴/۳۹	۴/۸۶	-	-	-	۱۹/۳۴	۶/۲۴	-
سرعت زاویه‌ای ران (درجه بر ثانیه)	استراحت	۴۳۴/۲۳	۱۲۹/۸۹	۰/۱۴	۰/۸۸	+۴/۶۷	۷۲/۲۲	۵۵/۶۱	۲/۶۲
	خستگی	۴۵۴/۵۳	۲۴۳/۲۲	-	-	-	۲۰/۱	۱۵/۱۵	-
سرعت زاویه‌ای زانو (درجه بر ثانیه)	استراحت	۱۶۲/۴	۵۲/۶۷	۰/۵۵	۰/۰۶	+۱۵/۷	۸۱/۱۷	۴۴/۲	۰/۲۱
	خستگی	۱۳۶/۸	۷۵/۹۴	-	-	-	۸۶/۶۷	۳۹/۰۳	-
سرعت زاویه‌ای مچ (درجه بر ثانیه)	استراحت	۲۶۷/۸	۱۱۱/۱	۰/۷۴	۰/۴	+۱۹/۱	۲۰۹/۷۳	۵۳/۹۸	۰/۷۶
	خستگی	۳۱۹/۱۴	۱۳۱/۲۷	-	-	-	۲۴۲/۵۳	۹۲/۱۶	-
ارتفاع پرواز (سانتیمتر)	استراحت	۱۴/۱۹	۶/۶	۰/۱۹	۰/۸۵	+۱/۳۳	۱۳/۴۲	۷/۶۷	۱/۵۷
	خستگی	۱۴/۲۸	۸/۱۸	-	-	-	۷/۹۶	۳/۴۹	-

جدول ۳. مقایسه میانگین متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی در حالت استراحت و خستگی (پای برتر)

متغیر	مهارت	وضعیت استراحت				وضعیت خستگی			
		میانگین	انحراف استاندارد	T	p	درصد تغییرات	میانگین	انحراف استاندارد	p
حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (نسبی)	ساده	۲/۲	۱/۴۲	۰/۳۷	۰/۷	۱۲/۷*	۲/۱۸	۱/۰۹	۰/۳
ایمپالس (نیوتن ثانیه)	پیچیده	۲/۵	۱/۷۶	-	-	-	۲/۷۳	۱/۷	-
نرخ بارگذاری (نیوتن بر ثانیه)	ساده	۱۵۱/۶۳	۷۷/۰۴	۰/۴۴	۰/۶	۱۳/۹**	۱۵۸/۵۶	۶۶/۸۲	۰/۰۴
	پیچیده	۱۳۱/۸	۱۱۴/۹	-	-	-	۱۰۹/۶۳	۶۸/۱۵	-
زاویه ران در زمان برخورد (درجه)	ساده	۵۹/۸۱	۲۳/۴۳	۰/۲۲	۰/۸	۴/۵**	۷۴/۲۹	۲۵/۷۱	۰/۹۵
	پیچیده	۵۷/۱۴	۲۵/۱۲	-	-	-	۷۵/۸	۵۳/۷۳	-
زاویه زانو در زمان برخورد (درجه)	ساده	۵۳/۱۱	۱۸/۹۲	۷/۱	۰/۰۰۰۸	۱۹۳**	۵۵/۹۷	۹/۲۸	۰/۰۰۳
	پیچیده	-۵/۰۹	۱۲/۰۸	-	-	-	۲۳/۹۷	۹/۲۶	-
پلنتار فلکشن در لحظه برخورد (درجه)	ساده	۱۵/۸۹	۸/۳۳	۰/۷۱	۰/۵	۱۳/۸**	۱۶/۱	۴/۳۲	۰/۴۷
	پیچیده	۱۳/۸۳	۳/۰۱	-	-	-	۱۸/۸۱	۴/۹۶	-
حداکثر فلکشن ران (درجه)	ساده	-۲۹/۵۳	۱۱/۶۵	۰/۴۵	۰/۶	۲۵/۸**	-۳۲/۱۷	۴/۱	۰/۲۹
	پیچیده	-۲۲/۷۸	۲۸/۹	-	-	-	-۳۶/۸۳	۱۰/۲۶	-
حداکثر فلکشن زانو (درجه)	ساده	۷۵/۶۴	۲۳/۸۶	۹/۲۹	۰/۰۰۰۲	۱۷۶**	۸۵/۸۷	۲۱/۱۳	۰/۰۰۴
	پیچیده	۴/۷۵	۱۳/۴۶	-	-	-	۲۸/۸۲	۲۲/۶۹	-

متغیر	مهارت	وضعیت استراحت				وضعیت خستگی			
		میانگین	انحراف استاندارد	T	p	درصد تغییرات	میانگین	انحراف استاندارد	T
حداکثر فلکشن زانو (درجه)	ساده	۲۹/۶۱	۱۸/۱۷	۱/۲۹	۰/۲۵	۲۰/۸*	۲۹/۰۶	۱۲/۷۸	-۳/۶۵
	پیچیده	۳۶/۸۹	۱۱/۵۴	-	-		۴۴/۰۷	۶/۴۹	
حداکثر دورسی فلکشن (درجه)	ساده	۱۶/۸۴	۸/۱۴	۱/۴۲	۰/۲۱	۱۴*	۱۵/۱۷	۷/۰۲	-۱/۲
	پیچیده	۱۹/۶۸	۹	-	-		۱۸/۷۸	۷/۷۸	
سرعت زاویه‌ای ران (درجه بر ثانیه)	ساده	۲۵۷/۹	۹۷/۳۱	۵/۹۲	۰/۰۰۱	۱۹۱**	۲۰۳/۴۵	۵۷/۰۱	۶/۰۹
	پیچیده	۵/۹	۹۵/۷۵	-	-		۶۶/۰۳	۱۵/۴۴	
سرعت زاویه‌ای زانو (درجه بر ثانیه)	ساده	۹۷/۰۱	۶۷/۳۸	۱/۲۴	۰/۲	۴۹/۶**	۱۸۶/۳۵	۱۳۳/۹۷	۲/۹۶
	پیچیده	۵۸/۴۲	۳۹/۳۸	-	-		۷۲/۸۵	۵۶/۷۴	
سرعت زاویه‌ای مچ (درجه بر ثانیه)	ساده	۳۷۱/۱۶	۸۳/۱۲	۰/۱۴	۰/۸	۱/۹*	۴۰۳/۸۷	۷۳/۰۷	-۳/۱۷
	پیچیده	۳۷۶/۴۶	۷۳/۰۳	-	-		۲۳۷/۶	۹۰/۲۶	
ارتفاع پرواز (سانتیمتر)	ساده	۱۶/۳۱	۶/۴	۱/۹۸	۰/۱	۱۶/۸	۱۵/۰۱	۶/۸۳	-۲/۳۷
	پیچیده	۱۳/۷۸	۶/۴	-	-	**	۹/۲۹	۲/۸۳	

* مقدار متغیر در مهارت پیچیده بیشتر است. ** مقدار متغیر در مهارت ساده بیشتر است.

جدول ۴. مقایسه میانگین متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی در حالت استراحت و خستگی (پای غیربرتر)

متغیر	مهارت	وضعیت استراحت				وضعیت خستگی			
		میانگین	انحراف استاندارد	T	p	درصد تغییرات	میانگین	انحراف استاندارد	T
حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (نسبی)	ساده	۲/۲۶	۱/۲۶	۰/۴۸	۰/۶	۹/۶۸**	۱/۹۵	۰/۶۶	۱/۰۵
	پیچیده	۲/۴۹	۰/۹	-	-		۲/۴۲	۱/۲	-
ایمپالس (نیوتن ثانیه)	ساده	۱۹۱/۲۹	۷۶/۶۷	۲/۳	۰/۰۶	۲۶/۶**	۱۴۴/۸۱	۴۲/۵۳	۰/۳۲
	پیچیده	۱۴۶/۳۷	۶۰/۶۲	-	-		۱۳۳/۱	۸۲/۸	
نرخ بارگذاری (نیوتن بر ثانیه)	ساده	۵۵/۸۱	۱۲/۵۷	۰/۹۴	۰/۳۸	۲۵/۷*	۸۲/۸	۲۸/۴۸	۰/۸۹
	پیچیده	۷۲/۳	۴۴/۴۹	-	-		۶۵/۷۲	۴۰/۵۴	
زاویه ران در زمان برخورد (درجه)	ساده	۵۹/۲	۱۴/۸۱	۶/۴	۰/۰۰۱	۱۳۵**	۶۶/۰۸	۹/۹۷	۹/۸
	پیچیده	۱۱/۳۲	۸/۴۳	-	-		۱۵/۶۵	۹/۲۳	
زاویه زانو در زمان برخورد (درجه)	ساده	۲۴/۸۵	۶/۵۴	۳/۴۵	۰/۰۱	۳۷/۵**	۲۱/۱۷	۸/۳۲	۱/۶۱
	پیچیده	۱۷	۳/۱۵	-	-		۱۷/۰۸	۶/۴۱	
پلنتار فلکشن در لحظه برخورد (درجه)	ساده	-۳۷/۵۵	۵/۰۶	۱/۸	۰/۱۳	۲۱*	-۳۹/۳۷	۳/۴۵	۲/۳۶
	پیچیده	-۳۳/۹۷	۱۰/۷	-	-		-۳۷/۱۴	۹/۶۵	
حداکثر فلکشن ران (درجه)	ساده	۷۶/۰۲	۲۰/۷۵	۵/۳۷	۰/۰۰۳	۱۲۹**	۸۹/۶۶	۲۸/۷۹	۸/۳۸
	پیچیده	۱۶/۱۵	۲۸/۷۳	-	-		۲۵/۴۵	۲۳/۶۷	
حداکثر فلکشن زانو (درجه)	ساده	۳۵/۲۲	۱۵/۳۷	۱/۶۱	۰/۱۶	۱۷/۶*	۳۷/۲۳	۱۳/۷۱	۰/۷۴
	پیچیده	۴۲/۰۵	۱۰/۱۱	-	-		۴۰/۴۲	۹/۳۲	-
حداکثر دورسی فلکشن (درجه)	ساده	۱۳/۹۴	۹/۳۳	۱/۰۴	۰/۳۴	۱۷/۷*	۱۴/۳۹	۴/۸۶	۲/۰۶
	پیچیده	۱۶/۶۵	۶/۲۸	-	-		۱۹/۳۴	۶/۲۴	-
سرعت زاویه‌ای ران (درجه بر ثانیه)	ساده	-۴۳۴/۲۳	۱۲۹/۸۹	۵/۶۳	۰/۰۰۲	۱۴۲**	-۴۵۴/۵۳	۲۴۳/۲۲	۴/۳۹
	پیچیده	-۷۲/۲۲	۵۵/۶۱	-	-		-۲۰/۱	۱۵/۱۵	
سرعت زاویه‌ای زانو (درجه بر ثانیه)	ساده	۱۶۲/۴	۵۳/۶۷	۲/۶۷	۰/۰۴	۶۶/۶**	-۱۳۶/۸	۷۵/۹۴	۱/۰۰
	پیچیده	-۸۱/۱۷	۴۴/۲	-	-		-۸۶/۶۷	۳۹/۰۳	
سرعت زاویه‌ای مچ (درجه بر ثانیه)	ساده	۲۶۷/۸	۱۱۱/۱	-۱/۶	۰/۱۶	۲۴/۳**	۳۱۹/۱۴	۱۳۱/۳۷	۰/۹۸
	پیچیده	۲۰۹/۷۳	۵۳/۹۸	-	-		۲۴۲/۵۳	۹۲/۱۶	-
ارتفاع پرواز (سانتیمتر)	ساده	۱۴/۱۹	۶/۶۱	۰/۴۵	۰/۶۶	۵/۵۷**	۱۴/۳۸	۸/۱۸	۱/۸۹
	پیچیده	۱۳/۴۲	۷/۶۷	-	-		۷/۹۶	۳/۴۹	-

* مقدار متغیر در مهارت پیچیده بیشتر است. ** مقدار متغیر در مهارت ساده بیشتر است.

جدول ۵. شاخص تقارن پاها برای هر مهارت و درصد اختلاف شاخص تقارن

متغیر	مهارت	پا	وضعیت استراحت		وضعیت خستگی	
			میانگین	شاخص	درصد اختلاف در شاخص تقارن	درصد اختلاف در شاخص تقارن
حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (نسبی)	ساده	برتر	۲/۲	-۱/۳۴	۲/۱۸	۷/۷
	پیچیده	غیر برتر	۲/۲۶	۰/۲	۱/۹۵	۵/۵۶
	پیچیده	برتر	۲/۵		۲/۷۳	۶/۰۱
ایمپالس (نیوتن ثانیه)	ساده	برتر	۲۰۴۹	-۱۱/۵۶	۲/۴۲	۴/۵۳
	پیچیده	غیر برتر	۱۵۱/۶۳	-۵/۲۳	۱۵۸/۵۶	۷۲
	پیچیده	برتر	۱۹۱/۲۹		۱۴۴/۸۱	
نرخ بارگذاری (نیوتن بر ثانیه)	ساده	برتر	۱۳۱/۸	۳/۴۵	۱۰۹/۶۳	۳۷
	پیچیده	غیر برتر	۱۴۶/۳۷	-۱۱/۷	۱۳۳/۱	-۹/۶۶
	پیچیده	برتر	۵۹/۸۱		۷۴/۲۹	-۵/۴۱
زاویه ران در زمان برخورد (درجه)	ساده	برتر	۵۷/۱۴	۵/۴۲	۸۲/۸	۸۶
	پیچیده	غیر برتر	۷۲/۳	-۳۷/۹۶	۷۵/۸	۷/۱۲
	پیچیده	برتر	۵۳/۱۱		۶۵/۷۲	
زاویه زانو در زمان برخورد (درجه)	ساده	برتر	۵۹/۲	-۲۱/۹۹	۵۵/۹۷	۹۱
	پیچیده	غیر برتر	۵/۰۹	-۱۰/۲۸	۶۶/۰۸	-۸/۲۸
	پیچیده	برتر	۱۱/۳۲		۳۲/۹۷	۲۰/۹۹
پلنار فلکشن در لحظه برخورد (درجه)	ساده	برتر	۱۳/۸۳	۳/۵۵	۱۵/۶۵	۱۷۱
	پیچیده	غیر برتر	۱۷	-۱۹/۷۱	۱۶/۱	-۱۳/۶
	پیچیده	برتر	۲۹/۵۳		۲۱/۱۷	۵/۰۵
حداکثر فلکشن ران (درجه)	ساده	برتر	۲۲/۷۸	-۰/۲۵	۸۶/۸۳	۹۷
	پیچیده	غیر برتر	۳۳/۹۷	-۵۴/۵	۳۷/۱۴	-۲/۱۵
	پیچیده	برتر	۷۵/۶۴		۸۵/۸۷	
حداکثر فلکشن زانو (درجه)	ساده	برتر	۷۶/۰۲	-۸/۱۲	۸۹/۶۶	۹۶
	پیچیده	غیر برتر	۴/۷۵	-۶/۵۳	۲۸/۸۲	-۱۲/۳۲
	پیچیده	برتر	۱۶/۱۵		۲۵/۴۵	
حداکثر دورسی فلکشن (درجه)	ساده	برتر	۲۹/۹۱	۹/۴۲	۲۹/۰۶	۵۷
	پیچیده	غیر برتر	۳۵/۲	۸/۳۴	۳۷/۲۳	۲/۶۳
	پیچیده	برتر	۳۶/۸۹		۴۴/۰۷	-۱/۴۶
سرعت زاویه‌ای ران (درجه بر ثانیه)	ساده	برتر	۱۶/۸۴	-۲۵/۴۷	۱۵/۱۷	۳۳
	پیچیده	غیر برتر	۱۳/۹۴		۱۴/۳۹	-۳۸/۱۵
	پیچیده	برتر	۱۹/۶۸		۱۸/۷۸	
سرعت زاویه‌ای زانو (درجه بر ثانیه)	ساده	برتر	۱۶/۶۵	-۲۵/۲	۲۰۳/۴۵	۵۵
	پیچیده	غیر برتر	۴۳۴/۲۳	-۱۶/۲۹	۴۵۴/۵۳	-۸/۶۶
	پیچیده	برتر	۵/۹		۶۶/۰۳	
سرعت زاویه‌ای مچ (درجه بر ثانیه)	ساده	برتر	۷۲/۲۲	۰/۶۲	۲۰/۱	۱۶۷
	پیچیده	غیر برتر	۹۷/۰۱		۱۸۶/۳۵	۱۱/۷۱
	پیچیده	برتر	۱۶۲/۴		۱۳۶/۸	
	ساده	برتر	۵۸/۴۲		۷۲/۸۵	
	پیچیده	غیر برتر	۸۱/۱۷		۸۶/۶۷	
	پیچیده	برتر	۲۷۱/۱۶		۴۰۳/۸۷	
	ساده	غیر برتر	۲۶۷/۸		۳۱۹/۱۴	
	پیچیده	برتر				
	پیچیده	غیر برتر				

ارتفاع پرواز (سانتیمتر)	پیچیده	برتر	۲۷۶/۴۶	۱۳/۷۲	۲۳۷/۶	۱/۰۲-
	غیر برتر		۲۰۹/۷۳		۲۴۲/۵۳	
	ساده	برتر	۱۶/۳۱	۶/۹۵	۱۵/۰۱	۲/۱۴
	غیر برتر		۱۴/۱۹		۱۴/۳۸	
	پیچیده	برتر	۱۳/۷۸	۱/۳۲	۹/۲۶	۷/۷۲
	غیر برتر		۱۳/۴۲		۷/۹۶	

بحث

در نتیجه تحقیقات گسترده قبلی، فهرستی از شرایطی که در آسیب‌های ورزشی نقش دارند، گردآوری شده است. برخی از عوامل به‌طور گسترده مورد مطالعه قرار گرفته‌اند، درحالی‌که برخی دیگر کمتر مورد توجه قرار گرفته‌اند. در صدر فهرست از نظر حجم تحقیقات، فرود و خستگی عضلانی برجسته هستند، درحالی‌که پیچیدگی عملکردهای ورزشی در پایین فهرست قرار دارد. ماهیت برخی از ورزش‌ها، مانند تکواندو، شامل اجرای ضربات پرشی پیچیده و به دنبال آن فرود روی یک پا است. فرود روی یک پا پس از یک ضربه ممکن است خطر آسیب‌های غیرتماسی رباط صلیبی قدامی را افزایش دهد. خستگی عضلانی ناشی از مسابقات تکواندو به‌طور گسترده توسط محققان مورد تأیید قرار گرفته است. این مسابقات منجر به افزایش سطح اسید لاکتیک در خون می‌شود که به‌عنوان شاخصی از خستگی عضلانی شناخته می‌شود (۱۵). هدف ما ارزیابی تأثیر پیچیدگی عملکرد بر بیومکانیک فرود در حالت خستگی در بین تکواندوکاران بود.

پروتکل خستگی به‌کار رفته در این مطالعه منجر به کاهش ۱۳/۷ درصدی در ماکزیم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در طول مهارت‌های ساده و ۲/۸ درصدی در طول مهارت‌های پیچیده شد. نیروهای عکس‌العمل زمین تحت تأثیر نحوه تعامل بدن با سطح، سازگاری با آن تعامل و پاسخ به اجرای حرکت قرار می‌گیرند. در ادبیات تحقیق، سردرگمی مداومی در مورد اثرات خستگی عضلات بر نیروی عکس‌العمل زمین وجود دارد. بررسی تأثیر خستگی بر نیروهای عکس‌العمل زمین در حین فرود اجراهای ریتمیک (یک کار پیچیده) نشان داد که نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در تمام مراحل پس از خستگی افزایش یافته است که نشان‌دهنده کاهش ظرفیت جذب مؤثر نیروهای ضربه است (۱۶). هنگام بررسی اثرات خستگی بر بیومکانیک فرود در طول فرود پرش با یک پا (یک کار ساده)، مشخص شد که پس از پروتکل خستگی، شرکت‌کنندگان ماکزیم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بیشتری را در مقایسه با اندازه‌گیری‌های اولیه خود نشان دادند (۱۷). برعکس، یک تحقیق کاهش ۳/۶ درصدی در ماکزیم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین را در طول فرود پرش با یک پا پس از پروتکل خستگی گزارش کرد. کاهش قابل‌توجه نیروی عکس‌العمل زمین پس از خستگی در افراد سالم نیز مشاهده شده است (۱۸). کاهش در نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در والیبالیست‌های حرفه‌ای بعد از خستگی نیز گزارش شده است (۱۹). خستگی مجزای عضلات خم‌کننده زانو یا بازکننده زانو با استفاده از دینامومتر، کاهش ماکزیم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین را در طول فرود نشان داد، اما فقط با خستگی عضلات بازکننده زانو (۲۰). تست پله که به‌عنوان یک پروتکل خستگی در این مطالعه به کار گرفته شد، باعث خستگی در بازکننده‌های زانو می‌شود که ممکن است کاهش نیروی عکس‌العمل زمین را توضیح دهد. اگرچه یک مطالعه مروری نشان داد که پروتکل‌های خستگی عموماً تغییرات آماری معنی‌داری در نیروی عکس‌العمل زمین ایجاد نمی‌کنند (۹). یافته مشابهی مبنی بر عدم تغییر قابل‌توجه در نیروی عکس‌العمل زمین هنگام مقایسه دو نوع مختلف فرود گزارش شده است. در این زمینه، برخی از نویسندگان خاطرنشان کرده‌اند که نیروی عکس‌العمل زمین در طول فرود از خستگی بدون خستگی به خستگی متوسط کاهش یافته و سپس از خستگی متوسط به خستگی شدید افزایش یافته است (۲۱). ایمپالس از شرایط قبل از خستگی تا بعد از خستگی بدون تغییر باقی ماند. این یافته با برخی مطالعات (۲۲) همسو است، اما با

مطالعات دیگری که نشان داده‌اند خستگی عضلات بازکننده زانو باعث کاهش ایمپالس می‌شود (۲۳) در تضاد است. تفاوت قابل توجه در ایمپالس بین دو مهارت تحت شرایط خستگی در پای برتر ممکن است به افزایش ایمپالس در طول مهارت ساده و کاهش آن در طول مهارت پیچیده نسبت داده شود. کاهش ایمپالس در طول مهارت پیچیده می‌تواند به دلیل کاهش ارتفاع پرش پس از خستگی عضلات باشد، زیرا فرود از ارتفاع پایین‌تر ایمپالس کمتری ایجاد می‌کند. اثرات متفاوت خستگی بر دو مهارت در اینجا مشهود است. اگرچه ارتفاع پرش در هر دو مهارت کاهش یافت، اما ایمپالس در مهارت ساده، برخلاف مهارت پیچیده، افزایش یافت.

بر اساس تحلیل آماری، دو تغییر قابل توجه در کینماتیک مفصل ران هنگام فرود در مهارت پیچیده مشاهده شد: اول، افزایش زاویه مفصل ران در تماس اولیه در پای برتر که با برخی مطالعات مرتبط (۲۴) همسو است اما با گزارش‌های کاهش (۲۵) مغایرت دارد؛ دوم، کاهش سرعت زاویه‌ای مفصل ران در پای غیربرتر، که با مطالعات اخیر که افزایش (۲۶) یا عدم تغییر (۲۷) را در این متغیر گزارش کرده‌اند، در تضاد است. با بررسی داده‌های جدول، مشاهده می‌کنیم که در شرایط خستگی، هیچ تغییر قابل توجهی در کینماتیک زانو هنگام فرود در یک کار پیچیده رخ نداده است. این یافته با برخی مطالعات همسو است اما با مطالعات دیگری که افزایش خم شدن زانو را در تماس اولیه (۲۸) یا در اوج (۱۸) و همچنین کاهش متغیرهای فوق‌الذکر (۱۸) گزارش کرده‌اند، در تضاد است. تا آنجا که ما می‌دانیم، هیچ مطالعه‌ای کاهش یا عدم تغییر در سرعت زاویه‌ای زانو را گزارش نکرده است. مطالعات بررسی شده افزایش این متغیر را نشان داده‌اند (۲۹). مطالعه حاضر افزایش قابل توجهی در سرعت زاویه‌ای مچ پا را در طول کار ساده مشابه یافته‌های مطالعه دیگری (۲۴) نشان داد. باین‌حال، تغییرات در زاویه خم شدن کف پا در تماس اولیه و زاویه خم شدن حداکثری مچ پا معنی‌دار نبود. جالب توجه است که مطالعات دیگر تغییرات قابل توجهی را در این متغیرها گزارش کرده‌اند اما در مورد اینکه آیا آن‌ها کاهش (۲۴) یا افزایش (۱۸) می‌یابند، به اجماع نرسیده‌اند. نگاهی کلی به نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که تنها ۲ متغیر در مهارت ساده و ۲ متغیر در مهارت پیچیده تحت تأثیر خستگی قرار گرفتند، در هر دو پای برتر و غیربرتر، اگرچه پروتکل خستگی با کاهش معنی‌دار در ارتفاع پرش و افزایش معنی‌دار در لاکتات خون (6 میلی‌مول در لیتر) تأیید شد (۳۰). تفاوت بین دو مهارت قبل از خستگی در پای برتر به ۳ متغیر کینماتیکی محدود می‌شود. باین‌حال، هنگام مقایسه دو مهارت در حالت خستگی، تعداد متغیرهای معنی‌دار به ۷ افزایش می‌یابد و این تنها وضعیتی است که تفاوت معنی‌دار در یک متغیر کینماتیکی مشاهده شد. کینماتیک مفصل ران، شامل خم شدن مفصل ران در تماس اولیه، زاویه خم شدن حداکثر مفصل ران و سرعت زاویه‌ای مفصل ران، تفاوت بسیار معنی‌داری را بین دو مهارت در هر دو پای برتر و غیربرتر، در حالت استراحت و خستگی نشان داد. بنابراین، گذشته از تأثیر خستگی، تمایز اصلی بین دو مهارت در الگوی اتخاذ شده توسط مفصل ران نهفته است. بیایید روی پای برتر تمرکز کنیم. با تجزیه و تحلیل داده‌های جدول، مشاهده می‌کنیم که درصد اختلاف زاویه لگن بین دو مهارت در تماس اولیه از ۱۹۳ درصد در حالت استراحت به ۸۰ درصد در هنگام خستگی کاهش یافته است. این روند همچنین برای حداکثر زاویه لگن مشاهده شد که از ۱۷۶ درصد به ۹۹ درصد تغییر کرد. تفاوت سرعت زاویه‌ای ران بین دو مهارت از ۱۹۱ درصد قبل از خستگی به ۱۰۱ درصد پس از خستگی کاهش یافت. در مهارت پیچیده، پای ضربه زننده در هنگام فرود بالاتر از کمر قرار می‌گیرد و باعث می‌شود پای تکیه‌گاه در زاویه بسیار کمی از ران فرود بیاید. خستگی این الگو را تغییر داد و آن را به سمت فرود ساده سوق داد، اگرچه همچنان با فرود ساده تفاوت قابل توجهی دارد. توجه به این نکته مهم است که وقتی یک تکواندوکار روی پای برتر خود فرود می‌آید، نشان می‌دهد که ضربه با پای غیربرتر اجرا شده است و برعکس. گزارش شده است که نحوه فرود آمدن روی یک پا به نحوه لگد زدن با پای دیگر مربوط می‌شود (۳۱). علاوه بر این، زاویه خم شدن حداکثر زانو و سرعت زاویه‌ای زانو در مهارت ساده پس از خستگی تقریباً دو برابر شد و در نتیجه تفاوت قابل توجهی بین دو مهارت ایجاد شد. سرعت زاویه‌ای زانو در مهارت ساده ۹۲ درصد افزایش یافت، درحالی‌که در مهارت پیچیده تنها

۷/۲۴ درصد افزایش یافت. سرعت زاویه‌ای میچ پا نیز به دلیل خستگی در مهارت ساده ۹/۴۸ درصد افزایش یافت، اما در مهارت پیچیده کمی ۱۴ درصد کاهش یافت که منجر به تفاوت قابل توجهی بین دو مهارت شد. تفاوت در این متغیر بین دو مهارت در حالت استراحت ۱/۹ درصد بود، اما در حالت خستگی به ۵۱/۸ درصد افزایش یافت. افزایش ۴/۶۳ درصد در تکانه در طول مهارت ساده و کاهش ۱۶/۸ درصد در این متغیر در طول مهارت پیچیده منجر به تفاوت ۳۶/۴ درصد در این عامل در شرایط خستگی بین دو مهارت شد. برخلاف پای برتر، تعداد متغیرهایی که تفاوت معنی‌داری بین دو مهارت قبل از خستگی نشان می‌دادند، در پای غیربرتر بیشتر از بعد از خستگی بود. مشابه پای برتر، کینماتیک مفصل ران در هر دو حالت بین دو مهارت تفاوت‌های معنی‌داری را نشان داد. درصد اختلاف در زاویه لگن بین دو مهارت پس از خستگی کاهش یافت، درحالی‌که درصد اختلاف در سرعت زاویه‌ای لگن از ۱۴۲ درصد به ۱۸۳ درصد افزایش یافت. خم شدن زانو در تماس اولیه و سرعت زاویه‌ای زانو، دو متغیر دیگر هستند که تفاوت بین دو مهارت را در شرایط استراحت نشان می‌دهند. خستگی منجر به کاهش تفاوت در این دو متغیر شد.

ممکن است خستگی و عدم تقارن در تعامل با یکدیگر، خطر آسیب‌دیدگی را در ورزشکاران در حین انجام مهارت‌های ورزشی افزایش دهند. البته نوع ورزش تأثیر قابل توجهی بر میزان عدم تقارن دوطرفه در قدرت عضلات دارد. ورزشکاران رشته‌های نامتقارن مقادیر بالاتری از عدم تقارن را نسبت به ورزشکاران رشته‌های متقارن نشان داده‌اند. در عین حال در ورزشکاران رشته‌های متقارن نیز عدم تقارن مشاهده شده است (۳۲). در مطالعه حاضر، میانگین شاخص تقارن در مهارت ساده از حالت استراحت تا حالت خستگی تقریباً بدون تغییر باقی ماند، اما در مهارت پیچیده، شاخص تقارن در حالت خستگی به نصف کاهش یافت. این نشان می‌دهد که این پروتکل خستگی، مهارت پیچیده را متقارن‌تر کرده است. کاهش قابل توجه در شاخص تقارن برای سرعت زاویه‌ای مفصل ران، حداکثر خم شدن مفصل ران و زاویه خم شدن کف پا در لحظه برخورد نقش مهمی در کاهش عدم تقارن در مهارت‌های پیچیده تحت خستگی دارد. شاخص تقارن در متغیرهای کینتیکی در مقایسه با متغیرهای کینماتیکی کمتر تحت تأثیر خستگی قرار گرفت. در مهارت ساده، شاخص تقارن در ۸ متغیر پس از خستگی افزایش یافت، درحالی‌که در مهارت پیچیده، افزایش در ۳ متغیر مشاهده شد. نکته قابل توجه دیگری که در جدول ۵ برجسته شده است، تغییر جهت عدم تقارن در متغیرهای خاص از حالت استراحت به حالت خستگی است. در مهارت ساده، جهت عدم تقارن در ۵ متغیر تغییر کرد، درحالی‌که این تغییر در ۸ متغیر در مهارت پیچیده مشاهده شد. مطالعات قبلی در مورد اینکه آیا خستگی باعث افزایش یا کاهش عدم تقارن می‌شود، به اجماع نرسیده‌اند. تغییرات در پروتکل ایجادکننده خستگی، سن و وضعیت بدنی آزمودنی‌ها و مهارت‌های انجام‌شده در تحقیق می‌تواند این سردرگمی در نتیجه‌گیری‌ها را توضیح دهد. نتایج مطالعه در بین ورزشکاران دبیرستانی و بزرگسال نشان داد که عدم تقارن بین اندام‌ها در عملکرد پرش با خستگی در ورزشکاران کودک به‌طور قابل توجهی افزایش می‌یابد، درحالی‌که عدم تقارن در تعادل پویا کاهش می‌یابد (۱۲). مطالعه دیگری در مورد عملکرد اسکات گزارش داد که عدم تقارن در نیروی عکس‌العمل زمین پس از خستگی کاهش می‌یابد (۳۳). یک مطالعه بیومکانیکی دویدن نشان داد که پس از خستگی، برخی از شاخص‌ها، مانند سرعت بارگذاری، متقارن‌تر می‌شوند، اما چرخش داخلی زانو و سفتی زانو نامتقارن‌تر می‌شوند (۳۴). نتایج یک مطالعه روی ژیمناست‌ها نشان داد که عدم تقارن در نیروی عکس‌العمل زمین با افزایش ارتفاع کاهش می‌یابد (۳۵). شرکت‌کنندگان ما پس از خستگی کاهش ارتفاع را تجربه کردند که نشان می‌دهد عدم تقارن در نیروی عکس‌العمل زمین افزایش یافته است.

در پاسخ به فرضیه اصلی این مطالعه در مورد اینکه آیا خستگی بر الگوی این دو فرود به‌طور متفاوت تأثیر گذاشته است، می‌توان بیان کرد که صرف نظر از معناداری تفاوت میانگین‌ها، از ۱۳ متغیر ارزیابی شده، ۸ متغیر در هر دو مهارت در یک جهت تغییر کردند. دو متغیر کینتیکی و سه متغیر کینماتیکی تغییراتی در جهت‌های مخالف نشان دادند، به این معنی که در یک مهارت کاهش و در

مهارت دیگر افزایش یافتند. معناداری تفاوت در ۷ متغیر مستقل از جهت تغییر بود. در پای غیربرتر، تغییرات غیر جهت‌دار در ۶ متغیر مشاهده شد؛ بنابراین، با توجه به جهت تغییر متغیرها و تعداد متغیرهایی که بین دو مهارت تفاوت معناداری داشتند، می‌توان نتیجه گرفت که تأثیر خستگی بر متغیرهای عملکرد بیومکانیکی به پیچیدگی مهارت بستگی دارد. با توجه به اینکه در مطالعه حاضر، یک گروه از آزمودنی‌ها هر دو مهارت را به‌طور هم‌زمان انجام دادند، نتایج را می‌توان با اطمینان بیشتری در مورد تفاوت‌ها یا شباهت‌ها تفسیر کرد. در پای برتر در طول مهارت ساده، زاویه زانو در تماس اولیه و اوج تقریباً بدون تغییر باقی ماند، با این حال سرعت زاویه‌ای زانو ۹۲٪ افزایش یافت. این نشان می‌دهد که کنترل حرکت در جهت خم شدن زانو در طول فرود تحت تأثیر خستگی قرار گرفته است و انقباضات عضلانی برون‌گرا نقش مهمی در جذب ضربه ایفا می‌کنند. الگوی کینماتیک زانو در مهارت پیچیده با مهارت ساده متفاوت بود. زاویه زانو در تماس اولیه ۳۶٪ و در اوج ۱۹٪ افزایش یافت، درحالی که سرعت زاویه‌ای تنها ۲۴٪ افزایش یافت. این نشان می‌دهد که ورزشکاران سعی می‌کنند حرکت را با افزایش زاویه در حین اجرای مهارت پیچیده کنترل کنند. این دو الگوی کینماتیکی متمایز منجر به تغییراتی در متغیرهای کینتیکی شدند. الگوی کینماتیکی مهارت ساده منجر به افزایش ۴٪ در تکانه شد، درحالی که الگوی کینماتیکی مهارت پیچیده منجر به کاهش ۱۶٪ در تکانه شد. از این نتایج، مشخص شد که خستگی با افزایش سرعت زاویه‌ای در جهت خم شدن زانو در حین فرود با تک پا در مهارت ساده، توانایی کاهش ضربه را کاهش می‌دهد. در مهارت پیچیده، با افزایش زاویه‌ها - به‌ویژه زاویه‌های لگن - بدن تلاش می‌کند تا حرکت را کنترل کند تا اطمینان حاصل شود که حرکت رو به پایین آهسته‌تر اتفاق می‌افتد. افزایش خم شدن لگن می‌تواند نیروی برشی قدامی تیئوفمورال را کاهش دهد و در نتیجه فشار روی رباط صلیبی قدامی را کاهش دهد (۳۶). در برخی از فرودها، مانند لی‌لی، مرکز جرم هم به‌صورت قدامی و هم عمودی حرکت می‌کند. در این شرایط، مفاصل باید زوایای خود را تنظیم کنند تا تعادل فرد، به‌ویژه در هنگام خستگی، حفظ شود. در ضربات پرشی تکواندو، هنگام فرود، پای ضربه زننده بالا آورده شده و در جلوی بدن کشیده می‌شود تا ضربه را اجرا کند، درحالی که تنه به عقب خم می‌شود تا پای ضربه زننده بالاتر برود. در نتیجه، عضلات ران خسته برای کنترل تعادل فرد تلاش می‌کنند و تغییرات کینماتیکی به عضلات در تنظیم برای جلوگیری از دست دادن تعادل کمک می‌کند. اگرچه عضلات بازکننده ران در درجه اول سرعت بدن را کاهش می‌دهند و از افتادگی اندام تحتانی در فرودهای ساده جلوگیری می‌کنند، اما برای حفظ ثبات در هنگام فرودهای پیچیده، فشارهای قابل‌توجهی بر زانو و ران ضروری است.

در این مطالعه چندین محدودیت وجود دارد که شایسته ذکر است. اولین محدودیت این است که کینماتیک مفصل در هنگام فرود صرفاً در صفحه ساجیتال ارزیابی شد. تجزیه و تحلیل صفحات فرونتال یا عرضی ممکن است بینش‌های بیشتری در مورد کنترل عصبی-عضلانی فرود در این کار پیچیده و اثرات خستگی ارائه دهد. دوم، آزمون پله به‌عنوان یک فعالیت خسته‌کننده مورد استفاده قرار گرفت. تحقیقات نشان می‌دهد که نوع فعالیتی که باعث خستگی می‌شود در درک تغییرات بیومکانیکی پس از خستگی بسیار مهم است (۳۰). اگر پروتکل خستگی با کار پیچیده در این مطالعه، مانند پریدن به جای پله‌نوردی، بیشتر همسو بود، ممکن بود تغییرات در الگوهای حرکتی، عضلات درگیر و زمان رسیدن به خستگی، بر کینماتیک و کینتیک فرود تأثیر بگذارد. علاوه بر این، تکواندو ورزشی است که در آن ورزشکاران باید محاسبات ذهنی دقیقی انجام دهند و به سرعت تصمیم بگیرند که کدام ضربه مؤثرتر است. این امر همچنین می‌تواند منجر به خستگی ذهنی شود؛ بنابراین، توصیه می‌شود که تحقیقات آینده از پروتکل‌های خستگی استفاده کنند که فرآیندهای شناختی را درگیر می‌کنند تا به‌طور هم‌زمان تأثیر خستگی ذهنی بر عملکرد را ارزیابی کنند. محدودیت سوم این است که ما کینماتیک و کینتیک فرود را تنها در دو نقطه بررسی کردیم: تماس اولیه با زمین و حداکثر خم شدن، بنابراین رفتارهای کینتیکی و کینماتیکی بین این دو لحظه را که می‌توانست تفاوت‌های بین این دو نوع عملکرد را بهتر نشان دهد، نادیده

گرفتیم. در نهایت، روش تعیین اینکه آیا یک فرد خسته شده است یا خیر، می‌توانست دقیق‌تر باشد. واضح است که تحقیقات بیشتری برای روشن شدن نقش پیچیدگی اجرا در بیومکانیک فرود مورد نیاز است.

نتیجه‌گیری نهایی

شناسایی عواملی که بر بیومکانیک فرود تأثیر منفی می‌گذارند، می‌تواند به جلوگیری از برخی آسیب‌های اندام تحتانی کمک کند. تمرکز اصلی این مطالعه ارزیابی تغییرات بیومکانیکی در عملکرد فرود به دلیل خستگی عضلات ران در حین انجام مهارت‌های ساده و پیچیده بود. این مطالعه نشان می‌دهد که خستگی با افزایش سرعت زاویه‌ای در جهت خم شدن لگن و زانو در حین فرود مهارت‌های پیچیده، توانایی جذب ضربه را کاهش می‌دهد. یافته‌های کلیدی مطالعه حاضر عبارت‌اند از: (۱) به نظر می‌رسد زوایای مفصل ران بیشترین تأثیر را از کاهش قدرت عضلات بازکننده لگن و خم‌کننده زانو پس از پروتکل خستگی می‌گیرند. (۲) مهم‌ترین تفاوت‌ها بین مهارت‌های ساده و پیچیده در متغیرهای کینماتیکی مشاهده شد. (۳) خستگی، اختلاف بین دو مهارت را در پای برتر افزایش داد درحالی‌که آن را در پای غیربرتر کاهش داد. این یافته‌ها نشان می‌دهد که تعامل پیچیدگی مهارت، خستگی و برتری پا می‌تواند منجر به الگوهای فرود متفاوت شود که نشان می‌دهد تحقیقات بیشتر باید این ترکیب را در مهارت‌های ورزشی مختلف بررسی کند.

سپاسگزاری

نویسنده مایل است از آقای دکتر علی شمسی ماجلان به خاطر کمک ایشان در جمع‌آوری داده‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی، دانشگاه گیلان تشکر کند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمام ملاحظات اخلاقی در این پژوهش رعایت شده و مطالعه مطابق با اصول اعلامیه هلسینکی انجام شده است.

حامی مالی

نویسنده هیچ‌گونه حمایت مالی از هیچ سازمان یا مؤسسه دولتی یا خصوصی دریافت نکرده.

مشارکت نویسندگان

تمام مراحل پژوهش شامل ایده‌پردازی، طراحی مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر داده‌ها، نگارش نسخه اولیه و تأیید نسخه نهایی مقاله، توسط نویسنده واحد انجام شده است.

تعارض

هیچ نوع تعارض منافی در این مطالعه وجود ندارد.

Reference

1. Jones CM, Griffiths PC, Mellalieu SD. Training load and fatigue marker associations with injury and illness: A systematic review of longitudinal studies. *Sports Medicine*. 2017;47:943-74. [DOI:10.1007/s40279-016-0619-5] [PMID]
2. Simpson JD, Miller BL, O'Neal EK, Chander H, Knight AC. Ground reaction forces during a drop vertical jump: Impact of external load training. *Human Movement Science*. 2018;59:12-9. [DOI:10.1016/j.humov.2018.03.011] [PMID]
3. Mohammadi Yaghoubi U, Farahpour N, Mansoorizadeh M, Moisan G. Evaluation of single-leg balance during landing from 20- and 40-centimeter heights in individuals with and without chronic ankle instability. *Journal of Sport Biomechanics*. 2025;11(1):2-19. [DOI:10.61186/JSportBiomech.11.1.2]
4. Pryor JL, Burbulys ER, Root HJ, Pryor RR. Movement technique during jump-landing differs between sexes among athletic playing surfaces. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2022;36(3):661-6. [DOI:10.1519/JSC.0000000000003520] [PMID]
5. Lam W-K, Cheung CC, Huang Z, Leung AK. Effects of shoe collar height and arch-support orthosis on joint stability and loading during landing. *Research in Sports Medicine*. 2022;30(2):115-27. [DOI:10.1080/15438627.2021.1888102] [PMID]
6. Darvishi S, Majlesi M, Azadian E. Comparative analysis of center of pressure responses during defensive landing in professional and novice volleyball players. *Journal of Sport Biomechanics*. 2025;11(2):162-74. [DOI:10.61186/JSportBiomech.11.2.162]
7. Farokhroo N, Farahpour N, Moisan G, Heydari B, Majlesi M. Effects of knee and ankle braces on lower limb kinematics during jump-heading-landing in professional soccer players following ACL reconstruction. *Journal of Sport Biomechanics*. 2025;10(4):324-44. [DOI:10.61186/JSportBiomech.10.4.324]
8. Guan Y, Bredin S, Taunton J, Jiang Q, Wu L, Kaufman K, et al. Bilateral difference between lower limbs in children practicing laterally dominant vs. non-laterally dominant sports. *European Journal of Sport Science*. 2021;21(8):1092-1100. [DOI:10.1080/17461391.2020.1814425] [PMID]
9. Barber-Westin SD, Noyes FR. Effect of fatigue protocols on lower limb neuromuscular function and implications for anterior cruciate ligament injury prevention training: A systematic review. *American Journal of Sports Medicine*. 2017;45(14):3388-96. [DOI:10.1177/0363546517693846] [PMID]
10. Galligan F. *Advanced PE for Edexcel*. Oxford: Heinemann; 2000.
11. Lim B-O, An K-O, Cho E-O, Lim S-T, Cho J-H. Differences in anterior cruciate ligament injury risk factors between female dancers and female soccer players during single- and double-leg landing. *Science & Sports*. 2021;36(1):53-9. [DOI:10.1016/j.scispo.2020.02.005]
12. Guan Y, Bredin S, Jiang Q, Taunton J, Li Y, Wu N, et al. The effect of fatigue on asymmetry between lower limbs in functional performances in elite child taekwondo athletes. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2021;16:1-11. [DOI:10.1186/s13018-020-02175-7] [PMID]
13. 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]

14. Bishop C, Read P, Lake J, Chavda S, Turner A. Interlimb asymmetries: Understanding how to calculate differences from bilateral and unilateral tests. *Strength & Conditioning Journal*. 2018;40(4):1-6. [DOI:10.1519/SSC.0000000000000371]
15. Bridge CA, Jones MA, Drust B. Physiological responses and perceived exertion during international taekwondo competition. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2009;4(4):485-93. [DOI:10.1123/ijsp.4.4.485] [PMID]
16. Tian C, Wang Y, Zhang D. Comprehensive assessment of lower limb alignment and forces during dance landings under fatigue. *Molecular & Cellular Biomechanics*. 2024;21(4):531-40. [DOI:10.62617/mcb531]
17. Dickin DC, Johann E, Wang H, Popp JK. Combined effects of drop height and fatigue on landing mechanics in active females. *Journal of Applied Biomechanics*. 2015;31(4):237-43. [DOI:10.1123/jab.2014-0190] [PMID]
18. Watanabe S, Aizawa J, Shimoda M, Enomoto M, Nakamura T, Okawa A, et al. Effect of short-term fatigue induced by high-intensity exercise on the profile of the ground reaction force during single-leg anterior drop-jumps. *Journal of Physical Therapy Science*. 2016;28(12):3371-5. [DOI:10.1589/jpts.28.3371] [PMID]
19. 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]
20. Haddas R, Sawyer SF, Sizer PS, Brooks T, Chyu M-C, James CR. Effects of volitional spine stabilization and lower-extremity fatigue on the knee and ankle during landing performance in a population with recurrent low back pain. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2017;26(5):329-38. [DOI:10.1123/jsr.2015-0171] [PMID]
21. Robertson MA. Comparisons between screening tools for ACL injury using vertical drop jump task and sport-specific jump tasks landing biomechanics in competitive female volleyball players [dissertation]. Chapel Hill (NC): University of North Carolina at Chapel Hill; 2020.
22. Chen C, Zhou H, Xu D, Gao X, Xiang L, Gu Y. Impact of quadriceps muscle fatigue on ankle joint compensation strategies during single-leg vertical jump landing. *Sensors*. 2024;24(20):6712. [DOI:10.3390/s24206712] [PMID]
23. Merrigan JJ. Effects of maximal effort running on special agents' loaded and unloaded drop jump performance and mechanics. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2021;18(19):10090. [DOI:10.3390/ijerph181910090] [PMID]
24. Zhang Q, Ruan M, Singh NB, Huang L, Zhang X, Wu X. Progression of fatigue modifies primary contributors to ground reaction forces during drop landing. *Journal of Human Kinetics*. 2021;76:161-72. [DOI:10.2478/hukin-2021-0052] [PMID]
25. Klein CJ, Landry SC, Lattimer LJ. Sex-based differences in lower extremity kinematics during dynamic jump landing tasks after neuromuscular fatigue of the hip extensors and knee flexors. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 2023;11(12):23259671231215848. [DOI:10.1177/23259671231215848] [PMID]
26. Linthorne NP. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*. 2001;69(11):1198-204. [DOI:10.1119/1.1397460]
27. Tamura A, Akasaka K, Otsudo T, Shiozawa J, Toda Y, Yamada K. Fatigue influences lower extremity angular velocities during a single-leg drop vertical jump. *Journal of Physical Therapy Science*. 2017;29(3):498-504. [DOI:10.1589/jpts.29.498] [PMID]

28. Brazen DM, Todd MK, Ambegaonkar JP, Wunderlich R, Peterson C. The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2010;20(4):286-92. [DOI:10.1097/JSM.0b013e3181e8f7dc] [PMID]
29. Tamura A, Akasaka K, Otsudo T, Sawada Y, Okubo Y, Shiozawa J, et al. Fatigue alters landing shock attenuation during a single-leg vertical drop jump. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 2016;4(1):2325967115626412. [DOI:10.1177/2325967115626412] [PMID]
30. Edwards S, Steele JR, McGhee D. Does a drop landing represent a whole skill landing and is this moderated by fatigue? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2010;20(3):516-23. [DOI:10.1111/j.1600-0838.2009.00964.x] [PMID]
31. Tsatalas T, Karampina E, Mina MA, Patikas DA, Laschou VC, Pappas A, et al. Altered drop jump landing biomechanics following eccentric exercise-induced muscle damage. *Sports*. 2021;9(2):24. [DOI:10.3390/sports9020024] [PMID]
32. Kalata M, Maly T, Hank M, Michalek J, Bujnovsky D, Kunzmann E, et al. Unilateral and bilateral strength asymmetry among young elite athletes of various sports. *Medicina*. 2020;56(12):1-12. [DOI:10.3390/medicina56120683] [PMID]
33. Hodges SJ, Patrick RJ, Reiser RF. Effects of fatigue on bilateral ground reaction force asymmetries during the squat exercise. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2011;25(11):3107-17. [DOI:10.1519/JSC.0b013e318212de7b] [PMID]
34. Radzak KN, Putnam AM, Tamura K, Hetzler RK, Stickley CD. Asymmetry between lower limbs during rested and fatigued state running gait in healthy individuals. *Gait & Posture*. 2017;51:268-74. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2016.11.005] [PMID]
35. Lessi GC, Dos Santos AF, Batista LF, de Oliveira GC, Serrao FV. Effects of fatigue on lower limb, pelvis and trunk kinematics and muscle activation: Gender differences. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2017;32:9-14. [DOI:10.1016/j.jelekin.2016.11.001] [PMID]
36. Jayalath JLR, de Noronha M, Weerakkody N, Bini R. Effects of fatigue on ankle biomechanics during jumps: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018;42:81-91. [DOI:10.1016/j.jelekin.2018.06.012] [PMID]