

Research Paper



Effects of Fatigue on Lower-Limb Coordination and Its Variability During Running in Semi-Professional Soccer Players

Mahtab Farrokhi Parashkoh¹ , *Mohammadreza Amirseyfaddini¹ , Sasan Naderi¹

1. Department of Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran.



Citation: Farrokhi Parashkoh M, Amirseyfaddini M, Naderi S. Effects of Fatigue on Lower-Limb Coordination and Its Variability During Running in Semi-Professional Soccer Players. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(1):2-18. <https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.2>

<https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.2>



Article Info:

Received: 30 May 2025

Accepted: 20 October 2025

Available Online: 20 October 2025

Keywords:

Coordination, Coordination variability, Running, Soccer

ABSTRACT

Objective The incidence of sports injuries has risen significantly. Fatigue, recognized as an influential risk factor, has recently garnered considerable attention. Given the importance of sports-related injuries and athletes' well-being, this study aimed to investigate the effect of fatigue on lower-limb coordination and coordination variability during running in semi-professional soccer players.

Methods Sixteen semi-professional male soccer players from Kerman City were randomly recruited. Participants completed treadmill running trials at a constant speed of 10.8 km/h, both before and after a fatigue protocol. Three-dimensional kinematic data were recorded using a six-camera motion analysis system operating at a sampling frequency of 230 Hz. The Koblach-Baur protocol was used to induce fatigue. Continuous relative phase (CRP) analysis was performed using MATLAB R2022a to quantify coordination and coordination variability. CRP values were calculated for six couplings: hip-knee, knee-ankle, hip-ankle, left hip-right hip, left knee-right knee, and left ankle-right ankle. Paired-samples *t*-tests were conducted to compare pre- and post-fatigue measures.

Results The paired *t*-tests revealed no significant differences in coordination or coordination variability between pre- and post-fatigue conditions across most couplings ($p > 0.05$). However, significant changes in coordination were observed for the hip-ankle, left knee-right knee, and left ankle-right ankle couplings following fatigue. Additionally, coordination variability differed significantly for the hip-knee coupling after fatigue ($p < 0.05$).

Conclusion Fatigue affected the continuous relative phase of some lower-limb couplings, reducing coordination variability in certain cases. Although other couplings exhibited post-fatigue changes, these were not statistically significant. These findings suggest that fatigue exerts only a limited influence on lower-limb coordination and its variability in semi-professional soccer players.

* Corresponding Author:

Mohammadreza Amirseyfaddini

Address: Department of Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran.

E-mail: Seyfaddini@uk.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

Beyond its role as a standalone athletic activity, running forms the foundation of nearly every major sport, serving as a fundamental motor skill that drives athletic performance. In sports such as football, the continuous and repetitive demands placed on the lower limbs are particularly intense, inherently increasing the risk and incidence of various injuries. One critical factor contributing to this vulnerability is muscle fatigue—a complex physiological state characterized by a measurable decline in the ability to generate maximal force (3, 4). This multifactorial process emerges from a cascade of systemic changes, including alterations in cardiorespiratory function, fluid balance, and sensory feedback mechanisms. The onset and magnitude of fatigue are strongly influenced by both the intensity and duration of physical exertion (6, 10). As fatigue develops, it disrupts the finely tuned biomechanics of the lower limbs, thereby heightening an athlete's susceptibility to injury. Prolonged running, in particular, exposes the lower extremities to multiple mechanical stresses—compressive, tensile, and shear forces—that collectively accelerate the onset of muscular fatigue and lead to measurable alterations in kinematic movement patterns. Moreover, fatigue has been shown to impair the neuromuscular control system, resulting in subtle yet significant motor deficits that further elevate the risk of injury. In essence, fatigue can fundamentally modify an athlete's movement strategies, predisposing them to both acute injuries and chronic overuse conditions (13). Given these implications, the present study aimed to examine the extent to which fatigue influences lower-limb coordination and coordination variability during running in semi-professional soccer players.

2. Methods

Sixteen semi-professional male footballers from Kerman participated in this quasi-experimental study. All participants were engaged in regular two-hour daily training sessions. Following a 10-minute dynamic stretching and stationary cycling warm-up, kinematic data collection was initiated. Twenty passive reflective markers (19 mm) were precisely placed on specific anatomical landmarks of both lower limbs according to the Plug-in Gait model. Pre-fatigue baseline data were obtained during a 1-minute treadmill run at a constant speed of 10.8 km/h (23, 24). Fatigue was induced using the Kobl-Bauer protocol, which involved gradual speed increments starting at 6 km/h and increasing by 1 km/h every 2 minutes until participants reported Borg RPE scores of 13 and subsequently 17, with heart rate confirming the target fatigue level (90% of theoretical maximum) (25). Immediately after fatigue induction, a 1-minute post-fatigue run was performed at 10.8 km/h, followed by a 5-minute cool-down.

Motion capture was conducted using a six-camera Rapture H Motion Analysis System operating at 230 Hz. Raw marker trajectories were initially processed in Cortex 5.2, and subsequent analyses were performed in MATLAB R2022a. Continuous Relative Phase (CRP) was calculated to assess inter-joint coordination, while the standard deviation of CRP quantified coordination variability across six couplings: hip–knee, knee–ankle, hip–ankle, left hip–right hip, left knee–right knee, and left ankle–right ankle. Statistical comparisons between pre- and post-fatigue conditions were performed using Statistical Parametric Mapping (SPM) and paired-samples *t*-tests, with the level of significance set at $\alpha = 0.05$.

3. Results

Paired-samples *t*-tests revealed no significant overall differences in coordination or coordination variability following fatigue ($p > 0.05$). However, significant differences ($p < 0.05$) were observed in the coordination of the hip–ankle, left knee–right knee, and left ankle–right ankle couplings, as well as in hip–knee coordination variability. SPM analyses further indicated that these significant alterations predominantly occurred during the absorption phase of the running cycle: hip–ankle coordination (0–15% of the cycle), left knee–right knee and left ankle–right ankle coordination (0–10% of the cycle), and hip–knee coordination variability (0–10% of the cycle). Conversely, no significant changes were detected in hip–knee, knee–ankle, or left hip–right hip coordination, nor in coordination variability for most couplings (except for hip–knee), despite the presence of some observable trends.

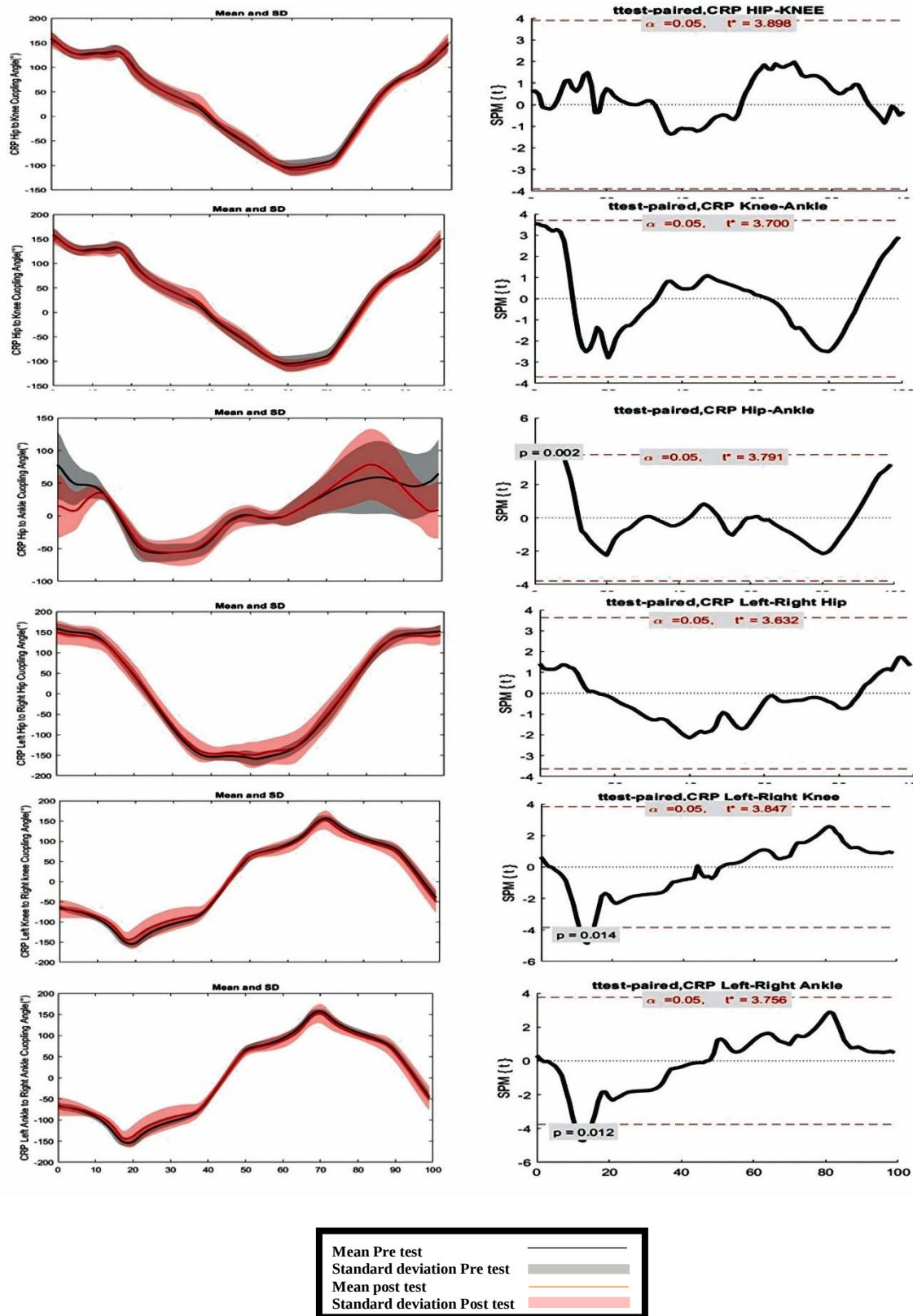


Fig.1. Coordination and SPM of hip-knee / knee-ankle / hip-ankle / left-right thigh / left-right knee / left-right ankle couplings

4. Discussion

This study sought to elucidate the influence of fatigue on lower-limb coordination and coordination variability during running in semi-professional footballers. The findings reveal a nuanced pattern: while fatigue did not universally disrupt kinematic coordination across the entire running cycle, significant localized changes were evident during its early phases. Specifically, notable alterations were observed in the coordination of the hip–ankle, left knee–right knee, and left ankle–right ankle couplings, alongside a significant shift in hip–knee coordination variability (Fig. 1). The absence of widespread disruptions in inter-joint coordination may reflect the presence of adaptive mechanisms developed through extensive training experience. Such mechanisms likely enable these athletes to maintain stable motor patterns and functional efficiency even under fatigue-induced stress (33, 35). Another interpretation may relate to the characteristics of the fatigue protocol used, which—while effective—may not have induced maximal neuromuscular exhaustion. The limited changes in coordination variability observed could also be attributed to the athletes' advanced skill level, allowing for refined compensatory adjustments that preserve movement stability. Alternatively, these subtle differences may have been constrained by the statistical rigor of the analysis or by the natural interindividual variability in response to fatigue. Overall, the relative preservation of coordination patterns under fatigue supports the hypothesis that trained athletes possess robust neuromuscular adaptations aimed at maintaining stability and minimizing injury risk, even in a fatigued state. Future research should explore a broader range of fatigue protocols, running intensities, and athletic populations to further delineate how fatigue modulates coordination dynamics and the potential implications for injury prevention and performance optimization.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

The study was conducted in full accordance with the ethical standards governing research involving human participants. The research protocol was reviewed and approved by the Ethics Committee of Shahid Bahonar University of Kerman (Protocol No.: IR.KMU.REC.1403.348). Prior to participation, all subjects were thoroughly informed about the study's objectives and procedures and voluntarily provided written informed consent. The study design ensured participant safety and well-being, with no anticipated risks or adverse effects.

Funding

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors. The study was carried out with institutional support from Shahid Bahonar University of Kerman.

Authors' contributions

This study was developed and conducted under the academic supervision of Mohammadreza Amirseyfardini and Sasan Naderi. Both supervisors provided critical feedback throughout the project, contributed to the study design and methodology, and reviewed all stages of the manuscript. The student was responsible for implementing the study, collecting and analyzing data, and drafting the manuscript under their guidance.

Conflicts of interest

The authors declare that they have no commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

مقاله پژوهشی

تأثیر خستگی بر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی اندام تحتانی هنگام دویدن در فوتبالیست‌های نیمه حرفه‌ای

مهتاب فرخی پرشکوه^۱ (ID)، *محمد رضا امیرسیف‌الدینی^۱ (ID)، ساسان نادری^۱ (ID)

۱. گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران.



Citation: Farrokhi Parashkoh M, Amirseyfaddini M, Naderi S. Effects of Fatigue on Lower-Limb Coordination and Its Variability During Running in Semi-Professional Soccer Players. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(1):2-18. <https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.2>


<https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.2>

چکیده

هدف هدف از این پژوهش بررسی تأثیر خستگی بر الگوی هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی اندام تحتانی هنگام دویدن در فوتبالیست‌های نیمه حرفه‌ای بود.

روش‌ها ۱۶ فوتبالیست نیمه حرفه‌ای در این مطالعه شرکت کردند. هر آزمودنی در ابتدا با سرعت ۱۰/۸ کیلومتر بر ساعت بر روی تردمیل به مدت ۱ دقیقه دوید. در همین حین حرکات مفاصل اندام تحتانی توسط دوربین‌های موشن آنالایزر ثبت گردید. پس از آن پروتکل خستگی کوبل بانور که شامل دویدن بر روی تردمیل تا مرز خستگی بود اجرا شد. سنجش میزان خستگی به وسیله مقیاس بورگ اندازه‌گیری شد. محاسبات هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی با استفاده از روش فاز نسبی پیوسته انجام شد و از آزمون تی همبسته و روش تحلیل برداری جهت مقایسه تغییرات پیش و پس از اعمال خستگی در سطح معنی‌داری ($P < 0.05$) استفاده شد.

یافته‌ها نتایج پژوهش حاضر نشان داد که خستگی تأثیر معنی‌داری بر الگوی هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی دویدن، در اکثر کوپلینگ‌های ارزیابی شده، ندارد. با این حال، تغییرات معناداری در الگوی هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی در بخشی از سیکل دویدن کوپلینگ‌های ران-مچ پا، ران-زانو، زانو-چپ-راست و مچ پا چپ-راست پیش و پس از اعمال خستگی مشاهده شد.

نتیجه‌گیری یافته‌های این مطالعه نشان داد که عدم مشاهده تغییرات معنادار در فازهای سیکل دویدن ناشی از سطح بالای آمادگی جسمانی و سازگاری عصبی-عضلانی ورزشکاران شرکت‌کننده می‌باشد. در ارتباط با تغییرپذیری هماهنگی، خستگی تنها بر کوپلینگ ران-زانو در ابتدای سیکل دویدن و فاز جذب تأثیرگذار بود. اگرچه تغییرات غیرمعناداری در الگوی حرکتی سایر کوپلینگ‌ها پس از اعمال پروتکل خستگی مشاهده شد، عدم دستیابی به سطح معناداری آماری احتمالاً ناشی از تجربه و مهارت بالای ورزشکاران است که امکان جبران و تعدیل الگوهای حرکتی را در شرایط خستگی فراهم می‌سازد. همچنین برخی از تغییرات مشاهده‌شده در الگوی حرکتی پس از خستگی را نیز می‌توان به عنوان مکانیسم محافظتی جهت کاهش بارهای وارده بر مفاصل و حفظ تعادل در نظر گرفت.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۹ خرداد ۱۴۰۴

تاریخ پذیرش: ۲۸ مهر ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۲۸ مهر ۱۴۰۴

کلید واژه‌ها:

هماهنگی، تغییرپذیری
هماهنگی، دویدن، فوتبال

*نویسنده مسئول:

محمد رضا امیرسیف‌الدینی

آدرس: گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران.

ایمیل: Seyfaddini@uk.ac.ir

مقدمه

فوتبال، به عنوان یکی از محبوب‌ترین ورزش‌های جهانی با میلیون‌ها شرکت‌کننده در سنین مختلف، با خطر آسیب‌های اسکلتی-عضلانی همراه است. از آنجاکه آسیب‌دیدگی جزء اجتناب‌ناپذیر فعالیت‌های ورزشی است، شناسایی عوامل مؤثر و مکانیسم‌های دخیل در بروز آن‌ها جهت پیشگیری حائز اهمیت است. دویدن، مهارت بنیادی در فوتبال، نقش کلیدی در عملکرد بازیکنان دارد و استفاده مکرر از اندام تحتانی، به‌ویژه در شرایط خستگی، احتمال آسیب را افزایش می‌دهد. گزارش‌ها نشان می‌دهند که بسیاری از آسیب‌ها در دقایق پایانی نیمه‌های بازی رخ می‌دهند که نقش خستگی عضلانی را به عنوان یک عامل مهم آسیب‌زا برجسته می‌کند (۱).

دویدن به عنوان یک مهارت بنیادی در فوتبال، نقش مهمی در عملکرد بازیکنان دارد. استفاده مکرر از اندام تحتانی در این رشته، به‌ویژه در شرایط خستگی، احتمال آسیب را افزایش می‌دهد. گزارش‌ها نشان می‌دهند که بسیاری از آسیب‌ها در ۱۵ دقیقه پایانی نیمه اول و نیمه دوم بازی رخ می‌دهند که این موضوع نقش خستگی عضلانی را به عنوان یکی از عوامل مهم آسیب‌زا برجسته می‌سازد (۲). خستگی عضلانی به کاهش توان تولید نیرو توسط عضلات برای انجام کار تعریف می‌شود (۳، ۴) و اغلب ناشی از تغییرات متابولیکی، گردش خون و عملکرد سیستم حس عمقی است (۵). میزان خستگی با توجه به شدت و مدت تمرین متغیر است. خستگی می‌تواند به عنوان یک عامل بیرونی بر بیومکانیک اندام تحتانی تأثیرگذار باشد و خطر آسیب‌دیدگی را افزایش دهد (۶). جان اکستراند و همکاران (۲۰۲۳) خستگی را به عنوان یک عامل اصلی خطر در اکثر آسیب‌های همسترینگ در نظر گرفته‌اند و همین‌طور خستگی را به عنوان یک ریسک فاکتور غیر تماسی و پیش‌زمینه‌ای برای آسیب‌های تماسی در عضله همسترینگ در فوتبالیست‌ها در انتهای نیمه دوم می‌دانند (۷). همین‌طور برخی از محققان فرض کرده‌اند که خستگی ممکن است منجر به تغییرات نامطلوب در بیومکانیک اندام تحتانی در طول این فعالیت‌ها شود که می‌تواند خطر آسیب‌های غیر تماسی رباط صلیبی قدامی (ACL) را افزایش دهد (۸). نتایج تحقیقات دیگر حاکی از آن است که صدمات غیر تماسی تقریباً ۷۰ درصد از پارگی‌های ACL را تشکیل می‌دهند (۹). از طرفی اندام تحتانی به هنگام دویدن طولانی‌مدت تحت تأثیر استرس‌های فشاری، کششی و برشی قرار می‌گیرد که این استرس‌ها در نهایت می‌تواند منجر به خستگی عضلانی شود. پیامد خستگی عضلانی تغییر برخی از متغیرهای کینماتیکی در اندام تحتانی است که موجب بروز آسیب می‌شود (۶، ۱۰). خستگی علاوه بر ایجاد تغییرات کینماتیکی در اندام تحتانی، ممکن است بر کنترل عصبی-عضلانی نیز تأثیرگذار بوده و موجب نقص حرکتی و در نهایت بروز آسیب شود (۱۱).

تغییرپذیری هماهنگی و هماهنگی از مهم‌ترین عوامل در پیشگیری آسیب در اندام تحتانی هستند. درجات آزادی چندگانه‌ای در هماهنگی و کنترل حرکات انسان درگیرند که منبع بالقوه تغییرپذیری هستند. تغییرپذیری در بیومکانیک و کنترل حرکتی به‌طور سنتی برابر با نویز می‌باشد و برای عملکرد سیستم مضر می‌باشد و معمولاً به عنوان یک منبع خطا از داده‌ها حذف می‌گردد (۱۲). با این وجود مقالات روزافزون بر روی جنبه‌های مفید و سازگاری تغییرپذیری در عملکرد سیستم تأکید دارند. اخیراً رویکردهای پویا نشان داده است که با از بین رفتن تغییرپذیری فرآیند ناپایداری به وجود می‌آید که نشان‌دهنده تعاملات کمتری بین درجات آزادی بدن است. با کاهش درجات آزادی مؤثر به‌مرور زمان، مؤلفه‌های تعاملی و هم‌افزایی که در کنترل سیستم حرکت مشارکت دارند، ممکن است با کاهش تغییرپذیری همراه باشند. هنگامی که این کاهش‌ها در درجات آزادی و تغییرپذیری هماهنگی به آستانه حائز اهمیت می‌رسند، آسیب و بیماری به وجود می‌آید (۱۲). از پیامدهای خستگی عضلانی می‌توان به تغییر الگوهای حرکتی افراد اشاره کرد که این تغییرات در نهایت موجب آسیب‌های حاد یا استفاده بیش‌ازحد می‌شود (۱۳). تحقیقات اخیر نشان داده است که پروتکل‌های خستگی علاوه بر تأثیر بر روی کینماتیک اندام تحتانی می‌تواند بر روی هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی نیز تأثیرگذار باشد.

تغییرپذیری و هماهنگی در اندام تحتانی می‌تواند باعث آسیب اسکلتی-عضلانی در ورزشکاران شود (۱۳، ۱۴). همچنین مطالعات اخیر گزارش کرده‌اند که افزایش تنوع حرکتی بیش‌ازحد با افزایش آسیب رابطه مستقیم دارد (۱۴). این تغییرات در نهایت می‌تواند منجر به حرکات غیرطبیعی و افزایش استرس در مفصل زانو شده و خطر آسیب را افزایش دهد (۱۵). خستگی باعث کاهش هماهنگی و افزایش تغییرپذیری در حرکاتی مانند دویدن روی تردمیل و وظایف نشستن و ایستادن می‌شود (۱۶، ۱۷). در مطالعات مشابه گذشته، هنگام دویدن روی تردمیل، خستگی موجب تفاوت قابل توجهی در تغییرات هماهنگی بین بخش‌های تنه-لگن، تنه-ران و لگن-ران شده است (۱۷). با این حال، در مطالعه مشابه دیگری در مورد وظایف فرود، خستگی به‌طور معنی‌داری هماهنگی داخل اندام را تغییر نداده است (۱۸). این یافته‌ها نشان می‌دهد که خستگی با در نظر گرفتن وظیفه و پروتکل خاص مورد استفاده، می‌تواند تأثیرات متفاوتی بر تغییرات الگوی هماهنگی اندام تحتانی داشته باشد (۱۹).

مطالعات اپیدمیولوژیک نشان می‌دهد که میزان آسیب‌ها در مسابقات فوتبال ۴ تا ۶ برابر بیشتر از تمرینات است و حدود نیمی از آسیب‌های همسترینگ در یک سوم پایانی نیمه‌های بازی رخ می‌دهد (۲۰، ۲۱). نیمی از آسیب‌های گزارش شده همسترینگ در یک سوم پایانی نیمه اول و نیمه دوم رخ داده است. طبق گزارشات از جام جهانی فوتبال زنان ۲۰۱۹، شش عامل اصلی در آسیب‌های غیرتماسی دخیل بودند که خستگی در انتهای دو نیمه بازی ۳۰ درصد از کل ریسک فاکتورها را در بر گرفته بود (۲۲). از این رو، خستگی به‌طور مداوم به‌عنوان یک ریسک فاکتور آسیب اندام تحتانی در ورزشکاران شناخته می‌شود. از این رو، خستگی به‌طور مداوم به‌عنوان یک ریسک فاکتور آسیب اندام تحتانی در ورزشکاران شناخته می‌شود. بررسی پژوهش‌های پیشین نشان می‌دهد که تحقیقات محدودی در زمینه تأثیر خستگی بر تغییرپذیری هماهنگی و هماهنگی اندام تحتانی انجام شده است. اکثر مطالعات به بررسی تأثیر خستگی بر کینماتیک اندام تحتانی پرداختند، اما هنوز مشخص نیست که آیا خستگی بر دو متغیر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی بر اندام تحتانی تأثیرگذار است یا خیر؟ در همین راستا، برخی مطالعات داخلی نیز به بررسی تأثیر خستگی بر عملکرد اندام تحتانی پرداخته‌اند. به‌عنوان مثال، در پژوهشی، اثر تمرین یوگا بر کنترل خستگی ذهنی و حس عمقی مفصل زانو مورد بررسی قرار گرفت که نشان‌دهنده نقش خستگی در کاهش تعادل و عملکرد عصبی-عضلانی ورزشکاران بود (۲۳). همچنین، مطالعه‌ای دیگر اثر خستگی را بر نیروی عکس‌العمل زمین در فرود پس از اسپک در والیبالیست‌ها بررسی کرده که نشان‌دهنده تغییرات بیومکانیکی ناشی از خستگی در اندام تحتانی است (۲۴). با این حال، تاکنون مطالعه‌ای به بررسی تأثیر خستگی بر تغییرپذیری و هماهنگی اندام تحتانی در فوتبالیست‌ها نپرداخته است. بر این اساس، با توجه به اهمیت پیشگیری از آسیب‌های ورزشی، این سؤال مطرح می‌شود که آیا خستگی بر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی اندام تحتانی هنگام دویدن در فوتبالیست‌های نیمه حرفه‌ای تأثیرگذار است و آیا می‌توان این پارامترها را به‌عنوان ریسک فاکتور آسیب در نظر گرفت یا خیر؟

روش شناسی

پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی بود. جامعه آماری شامل فوتبالیست‌های نیمه حرفه‌ای مرد شهر کرمان بود که از میان آن‌ها، در ابتدا ۲۰ نفر به‌صورت تصادفی انتخاب شدند. پس از اعمال معیارهای ورود و خروج و همچنین براساس قانون سرانگشتی در نهایت ۱۶ نفر با میانگین سنی $19/5 \pm 1/63$ سال و قد $174/56 \pm 7/16$ سانتی‌متر در پژوهش شرکت کردند. آزمودنی‌ها فوتبالیست‌های نیمه حرفه‌ای بودند که معیار ورود آن‌ها بر اساس سطح لیگ رسمی کشوری (لیگ دسته دوم) و برنامه تمرینی منظم روزانه ۲ ساعت بر اساس مطالعات پیشین تعیین شد (۲۵). همچنین، در شش ماه گذشته هیچ‌گونه آسیب یا جراحی در اندام تحتانی نداشتند، چرا که هرگونه آسیب می‌تواند بر تغییرپذیری هماهنگی تأثیر بگذارد (۱۲). پیش از آغاز فرایند آزمون‌گیری، تمام مراحل توسط محقق برای

آزمودنی‌ها توضیح داده شد و پس از آن فرم رضایت‌نامه و پرسشنامه اطلاعات فردی تکمیل شد. سپس قد و وزن آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. به‌منظور گرم‌کردن، آزمودنی‌ها به‌مدت ۱۰ دقیقه حرکات کششی پویا و تمرین بر روی دوچرخه ثابت انجام دادند.

برای ثبت حرکات، ۲۰ مارکر انعکاسی پسیو با قطر ۱۹ میلی‌متر به روش پلاگین-گیت^۱ روی نقاط آناتومیکی مشخصی از هر دو اندام تحتانی چپ و راست نصب شد که شامل: خار خاصره‌ای قدامی فوقانی، خار خاصره‌ای خلفی فوقانی، تروکانتر بزرگ، بخش خارجی و میانی ران، اپی‌کندیل خارجی زانو، بخش خارجی ساق، قوزک خارجی، متاتارس پنجم، انگشت شست و استخوان پاشنه بود. پس از آن، آزمودنی به‌مدت ۲ دقیقه برای آشنایی با تردمیل، شروع به راه‌رفتن و دویدن کرد. سپس برای پیش‌آزمون، آزمودنی به‌مدت ۱ دقیقه با سرعت ۱۰/۸ کیلومتر بر ساعت روی تردمیل دوید. سرعت ۱۰/۸ کیلومتر بر ساعت با توجه به مطالعات پیشین یک سرعت زیربیشینه و قابل کنترل می‌باشد. همچنین این سرعت از بروز خستگی زود هنگام جلوگیری می‌کند و درعین حال شباهت زیادی با شرایط واقعی مسابقه داد و امکان اجرای پایدار و ایمن آزمون را فراهم می‌کند (۲۶).

به‌منظور ایجاد خستگی، از پروتکل خستگی کوبل بائور^۲ استفاده شد. در این پروتکل، آزمودنی ابتدا با سرعت ۶ کیلومتر بر ساعت شروع به دویدن می‌کرد و هر دو دقیقه، سرعت تردمیل یک کیلومتر بر ساعت افزایش می‌یافت. سطح خستگی آزمودنی با استفاده از مقیاس بورگ ۱۵ نقطه‌ای (۶ تا ۲۰) بررسی شد. نقطه‌های هدف در این مقیاس، اعداد ۱۳ و ۱۷ بودند که آزمودنی‌ها با اعلام آن‌ها سطح خستگی خود را مشخص می‌کردند. زمانی که آزمودنی عدد ۱۳ را اعلام می‌کرد، سرعت تردمیل ثابت می‌ماند و دویدن تا رسیدن به عدد ۱۷ ادامه می‌یافت. پس از اعلام عدد ۱۷، آزمودنی دو دقیقه دیگر با همان سرعت می‌دوید و پروتکل خستگی به پایان می‌رسید. برای اطمینان از رسیدن آزمودنی به سطح خستگی مطلوب، ضربان قلب وی با دستگاه POLAR AXN300 اندازه‌گیری شد. اگر ضربان قلب به ۹۰٪ حداکثر ضربان قلب تئوریک (۲۲۰ منهای سن) می‌رسید، آزمودنی خسته تلقی می‌شد (۲۷). بلافاصله پس از پایان پروتکل خستگی، هر آزمودنی وارد مرحله پس‌آزمون شده و مشابه با پیش‌آزمون، به مدت ۱ دقیقه با سرعت ۱۰/۸ کیلومتر بر ساعت روی تردمیل دوید و در نهایت برای سرد کردن، پنج دقیقه حرکات کششی انجام داد (۲۸، ۲۹).

ثبت حرکات به‌وسیله ۶ دوربین سه‌بعدی Rapture H Motion Analysis System ساخت آمریکا با فرکانس ۲۳۰ هرتز انجام شد. پردازش اولیه داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار Cortex نسخه ۲/۵ صورت گرفت. جهت بهبود کیفیت داده‌ها و حذف نویزهای ناگهانی از فیلترهای رکتیفای^۳، اسموت^۴، کویک‌جوینت^۵ و جوبین‌لینیر^۶ استفاده شد. این الگوریتم‌ها ساختار اصلی داده‌های حرکتی را تغییر نمی‌دهند بلکه برای صاف‌سازی مسیر و حفظ پیوستگی در حرکت مورد استفاده قرار گرفتند. سپس داده‌های استخراج‌شده در نرم‌افزار MATLAB مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. جهت بررسی هماهنگی، از روش فاز نسبی پیوسته (CRP) استفاده شد. این روش تفاوت زاویه فازی بین دو مفصل را در طول زمان بررسی می‌کند. برای این منظور، ابتدا جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای محاسبه شد و با ترسیم منحنی سرعت زاویه‌ای در تابع جابه‌جایی، زاویه فازی هر مفصل به‌دست آمد. انحراف معیار زاویه فازی نیز به‌عنوان شاخص تغییرپذیری هماهنگی در نظر گرفته شد (۳۰). تحلیل هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی برای کوپلینگ‌های مفصلی شامل ران-زانو، ران-مچ پا، زانو-مچ پا، ران-چپ-ران راست، زانو-چپ-زانو راست و مچ پا-چپ-مچ پا راست انجام گرفت. برای این

1. Plug-in Gait
2. Kobl-bauer
3. Rectify
4. Smooth
5. Cubic Joint
6. Join Linear

منظور، از روش زاویه فاز پیوسته به عنوان یکی از رویکردهای رایج در بیومکانیک جهت ارزیابی الگوهای هماهنگی بین دو مفصل استفاده شد. در این روش، ابتدا داده‌های جابجایی زاویه‌ای مفاصل مورد نظر با استفاده از فیلتر مناسب هموارسازی شده و سپس سرعت زاویه‌ای متناظر محاسبه می‌گردد. با ترسیم نمودار فضا-فاز برای هر مفصل و محاسبه اختلاف فاز بین دو مفصل، شاخص هماهنگی میانگین (هماهنگی و شاخص تغییرپذیری هماهنگی) انحراف معیار هماهنگی به دست می‌آید. این رویکرد امکان بررسی دقیق الگوهای هم‌زمانی و ثبات حرکتی در طول اجرای وظایف دینامیکی مانند فرود را فراهم می‌سازد (۳۱).

جهت تحلیل آماری از نرم‌افزار MATLAB و روش تحلیل برداری (SPM) استفاده شد. جهت مقایسه پیش‌آزمون و پس‌آزمون از آزمون پارامتریک تی وابسته به روش SPM برای داده‌های زمان‌پیوسته در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. در این روش، به جای تحلیل نقطه‌ای داده‌ها، کل دامنه زمانی بررسی و فرض نرمال بود داده‌ها در قالب نظریه میدان‌های تصادفی اعمال شد (۳۲).

نتایج

۱۶ مرد فوتبالیست نیمه حرفه‌ای در این مطالعه شرکت کردند. مشخصات آزمودنی‌ها در جدول ۱ قابل مشاهده است. با توجه به شکل ۱ نتایج آزمون تی همبسته به وسیله SPM نشان داد که به طور کلی پروتکل خستگی، تأثیر معناداری بر هماهنگی کوپلینگ‌های مفاصل اندام تحتانی در پیش و پس از آزمون نداشت ($P > 0/05$)؛ اما معنی داری در برخی از کوپلینگ‌ها از جمله هماهنگی کوپلینگ های ران-مچ پا، هماهنگی زانو-چپ-راست، هماهنگی مچ پا-چپ-راست مشاهده شد ($P < 0/05$). براساس نتایج به دست آمده، هماهنگی در فلکشن-اکستنشن ران به دورسی فلکشن-پلاتنار فلکشن مچ پا در مرحله جذب فاز استنس (۰ تا ۱۵ درصد دویدن) تفاوت معناداری داشت ($P < 0/05$). همچنین هماهنگی در فلکشن-اکستنشن مفصل زانو-چپ-راست و همین طور دورسی فلکشن-پلاتنار فلکشن مفصل مچ پا-چپ-راست در مرحله جذب فاز استنس (۰ تا ۱۰ درصد دویدن) نیز تفاوت معناداری داشت ($P < 0/05$). با توجه به شکل ۲ خستگی بر تغییرپذیری هماهنگی هیچ یک از کوپلینگ‌های اندام تحتانی تأثیرگذار نبود ($P > 0/05$) به جز تغییرپذیری هماهنگی کوپلینگ ران-زانو که پس از اعمال خستگی دستخوش تغییرات قرار گرفته است. تغییرپذیری هماهنگی در فلکشن-اکستنشن ران و فلکشن-اکستنشن زانو در مرحله جذب فاز استنس (۰ تا ۱۰ درصد دویدن) تحت تأثیر خستگی قرار گرفته است ($P < 0/05$).

بحث

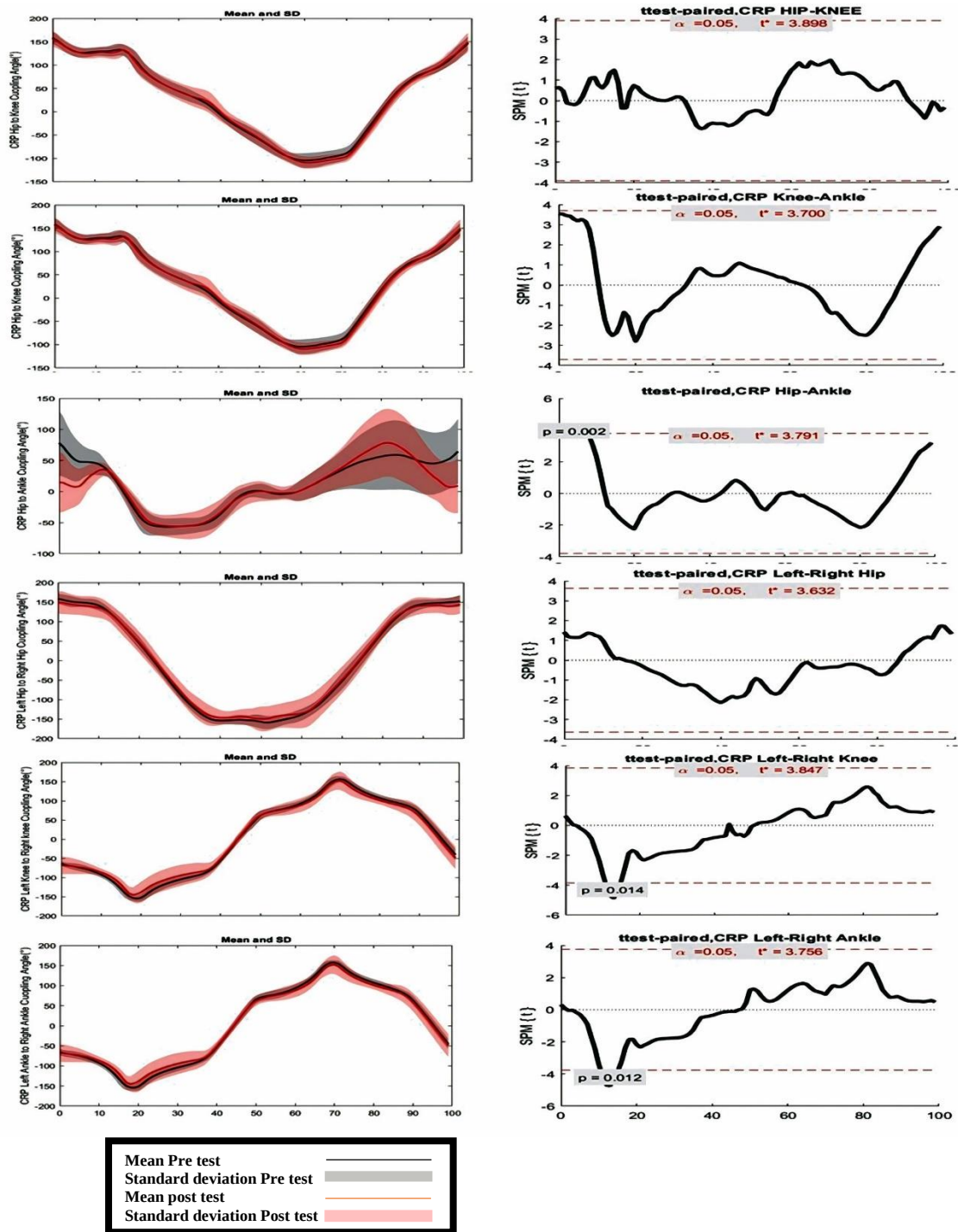
هدف از این پژوهش بررسی تأثیر پروتکل خستگی بر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی اندام تحتانی هنگام دویدن در فوتبالیست‌های نیمه حرفه‌ای بود. نتایج نشان داد که هماهنگی اندام تحتانی پیش و پس از اعمال خستگی دستخوش تغییرات نشد.

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های آزمودنی‌ها (n=۱۶)

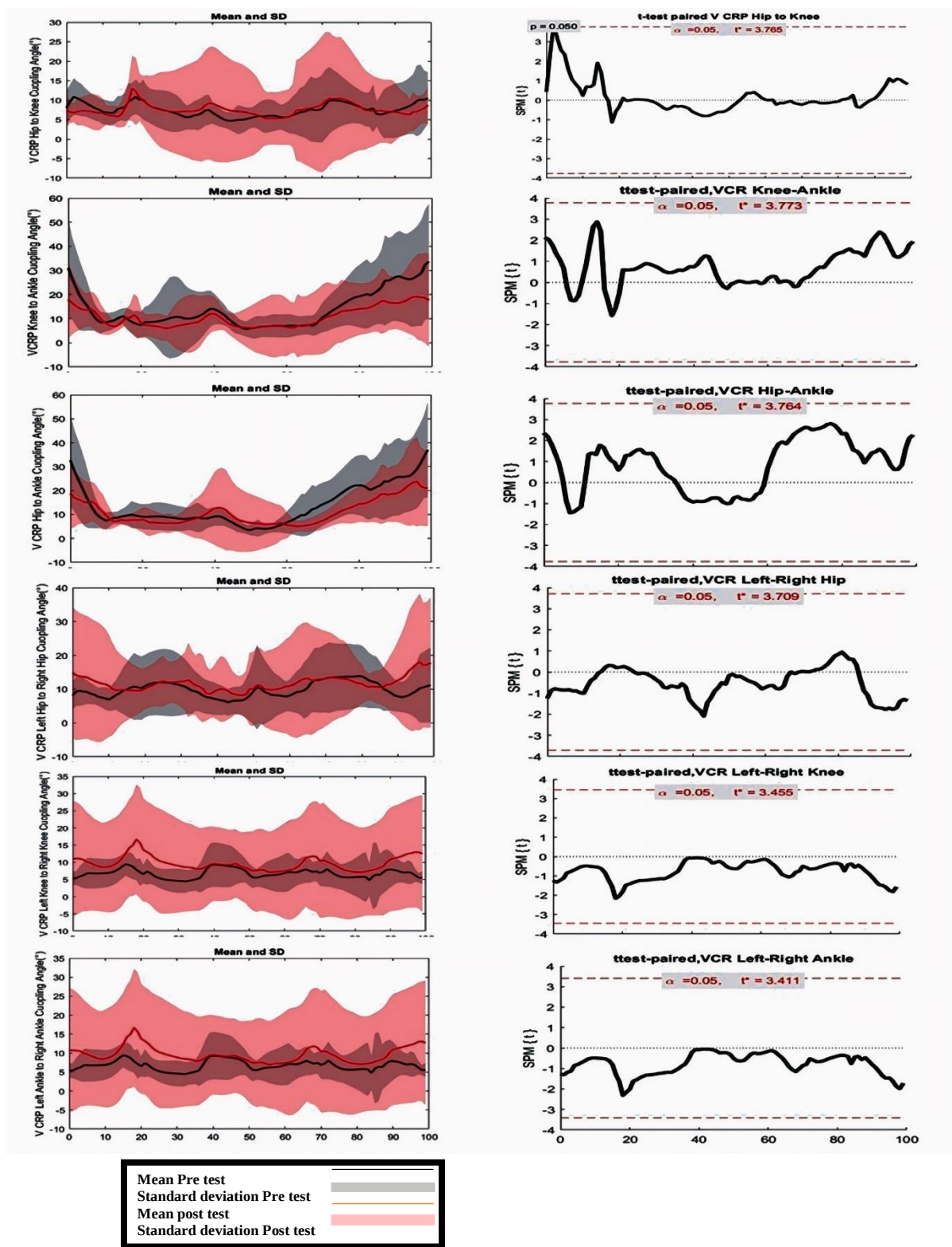
انحراف استاندارد $\pm$ میانگین	
سن (سال)	۱۹/۵۰ $\pm$ ۱/۶۳
قد (سانتی‌متر)	۱۷۴/۵۳ $\pm$ ۷/۱۶
جرم (کیلوگرم)	۶۷/۱۰ $\pm$ ۷/۱۶
BMI	۲۱/۹۵ $\pm$ ۱/۶۶

1. Statistical Parametric Mapping
2. Absorption

یافته‌های مشابه که در مطالعات براون و همکاران (۲۰۱۶) و دیرکس و همکاران (۲۰۱۰) گزارش شده است نیز با یافته‌های این تحقیق همسو بود (۳۳، ۳۴). همچنین در رابطه با متغیر تغییرپذیری هماهنگی نیز تفاوت معناداری به وسیله پروتکل خستگی بر کوپلینگ‌های اندام تحتانی پیش و پس از اعمال آن مشاهده نشد. هرچند با توجه به شکل ۲ انحراف استاندارد پس از اعمال خستگی افزایش یافت، اما این تغییرات در سطح معنی‌داری مشاهده نشد.



شکل ۱. هماهنگی و SPM کوپلینگ‌های ران-زانو / زانو-مچ پا / ران-مچ پا / ران چپ-راست / زانو چپ-راست / مچ پا چپ-راست



شکل ۲. تغییرپذیری هماهنگی و SPM کوپلینگ‌های ران-زانو / زانو-مچ پا / ران-چپ-راست / زانو-چپ-راست / مچ پا-چپ-راست

با توجه به شکل SPM تفاوت‌های معناداری در هماهنگی کوپلینگ‌های ران-مچ پا، زانو چپ-راست و مچ پا چپ-راست، و همچنین تغییرپذیری هماهنگی ران-زانو وجود داشت که این تغییرات عمدتاً در ۱۰ تا ۱۵ درصد اولیه از فاز استنس رخ داده است. از آنجاکه مچ پا و زانو در جذب شوک مرحله استنس نقش کلیدی دارند، بنابراین تغییرات در فاز نسبی پیوسته را می‌توان ناشی از اهمیت این مرحله دانست (۳۵، ۳۶).

عدم تفاوت در هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی کوپلینگ‌های اندام تحتانی ممکن است ناشی از سطح بالا ورزشکاران شرکت‌کننده در آزمون باشد. سیستم حرکتی انسان دارای توانایی بالایی در جبران‌سازی و انطباق با شرایط تنش‌زا از جمله خستگی است. این انطباق ممکن است به‌ویژه در افراد تمرین‌دیده به شکل مؤثرتری بروز کند. به عبارت دیگر، ورزشکاران ممکن است بدون آنکه در ظاهر عملکرد آن‌ها دچار اختلال شود، از راهبردهای درونی مختلفی برای حفظ ثبات عملکرد بهره‌مند شوند. این راهبردها می‌توانند تغییرپذیری را در حد قابل قبولی حفظ کرده و از بروز بی‌نظمی در الگوهای حرکتی جلوگیری کنند. ورزشکاران نیمه حرفه‌ای فوتبال، به واسطه سوابق تمرینی مدون و گسترده خود، سطحی از مقاومت در برابر اثرات ناشی از خستگی را به نمایش می‌گذارند. این سازگاری فیزیولوژیکی و عصبی-عضلانی، ورزشکاران را قادر می‌سازد تا الگوهای حرکتی کارآمد را حتی در وضعیت خستگی حفظ نمایند که این امر، عاملی تعیین‌کننده در حفظ عملکرد مطلوب در طول رقابت‌های ورزشی است. مسابقات فوتبال غالباً با دوره‌های متناوب دویدن با شدت بالا، دوی سرعت و تغییر جهت‌های ناگهانی و مکرر همراه است و حفظ هماهنگی در این شرایط از اهمیت بسزایی برخوردار است. شایان ذکر است که تعامل پیچیده بین مکانیسم‌های خستگی مرکزی و محیطی، ابعاد این ارتباط را چندوجهی‌تر می‌سازد؛ زیرا هر دو نوع خستگی می‌توانند به‌طور بالقوه بر فعال‌سازی عضلات و هماهنگی عصبی-عضلانی در جریان انجام وظایف حرکتی پویا تأثیرگذار باشند بدین ترتیب، تمرینات مستمر و هدفمند، منجر به ارتقاء سطح هماهنگی عصبی-عضلانی در ورزشکاران می‌گردد و این سازگاری اکتسابی می‌تواند عاملی مؤثر در افزایش مقاومت آن‌ها در برابر اثرات ناشی از خستگی باشد (۳۷-۳۹) بر اساس نظریه سیستم‌های پویا، تغییرپذیری حرکتی یکی از ویژگی‌های کلیدی در سیستم عصبی-عضلانی برای سازگاری با تغییرات محیطی و درونی است. در افراد ماهر، سطحی از تغییرپذیری وجود دارد که اجازه می‌دهد الگوهای حرکتی به شکلی انعطاف‌پذیر و هدفمند تغییر کنند؛ به این حالت تغییرپذیری کارکردی^۱ گفته می‌شود. این نوع تغییرپذیری نه تنها نشانه‌ای از مهارت حرکتی پیشرفته است، بلکه از بروز آسیب در شرایط مختلف نیز پیشگیری می‌کند (۴۰).

از سوی دیگر، کاهش بیش‌ازحد تغییرپذیری می‌تواند با کاهش توانایی سازگاری و افزایش فشار مکانیکی یکنواخت بر ساختارهای خاص بدن، با افزایش ریسک آسیب همراه باشد (۱۲) در همین راستا، همیل و همکاران (۲۰۱۲) تأکید کرده‌اند که یک سطح بهینه از تغییرپذیری برای حفظ عملکرد و پیشگیری از آسیب ضروری است.

در مطالعه حاضر نیز افزایش تغییرپذیری مشاهده شد، اما این افزایش در سطح آماری معنی‌داری نبود. این مسئله می‌تواند به ویژگی‌های جمعیت مورد مطالعه و ماهیت پروتکل خستگی مرتبط باشد. از آنجاکه آزمودنی‌ها نیمه حرفه‌ای و از سطح مهارتی نسبتاً بالا بودند، ممکن است الگوهای حرکتی آن‌ها دارای ثبات درعین حال داشتن انعطاف‌پذیری کنترل‌شده باشد؛ بنابراین، عدم معناداری آماری لزوماً به معنای عدم اثر نیست، بلکه ممکن است نشان‌دهنده وجود یک پاسخ حرکتی ظریف و تطبیقی باشد که در سطح عملکردی معنا دارد ولی در تحلیل آماری کلاسیک با حجم نمونه محدود، معنادار نشده است. همچنین تحقیقات نشان داده‌اند که

1. Functional variability

سطح بهینه‌ای از تغییرپذیری برای عملکرد حرکتی سالم و پیشگیری از آسیب لازم است. کاهش بیش‌ازحد تغییرپذیری ممکن است نشان‌دهنده سختی سیستم و منجر به آسیب‌های ناشی از بار تکراری شود، درحالی‌که افزایش بیش‌ازحد آن نیز می‌تواند منجر به بی‌ثباتی عملکرد و آسیب‌های حاد گردد (۴۱).

در رابطه با تغییرپذیری هماهنگی، این متغیر در سراسر سیکل دویدن تحت تأثیر خستگی قرار گرفت، اما اغلب این تغییرات از نظر آماری معنادار نبودند. افزایش یا کاهش تغییرپذیری هماهنگی می‌تواند یک استراتژی عصبی-عضلانی برای کنترل حرکات اندام تحتانی باشد. پس از خستگی توانایی عضلات در برابر بارهای وارده کاهش می‌یابد، بنابراین ورزشکاران با افزایش تغییرپذیری هماهنگی خود را با شرایط تطبیق داده و در برابر اثر منفی این فشارها مقابله می‌کنند. در واقع افزایش تغییرپذیری حرکتی به‌عنوان یک مکانیسم دفاعی عمل می‌کند تا بارهای اعمال شده به یک قسمت وارد نشوند و همین‌طور با فعال کردن زمان طولانی‌تر، بارگذاری را کاهش دهد (۴۲)؛ اما افزایش و کاهش بیش‌ازحد تغییرپذیری هماهنگی پیامدهای منفی فیزیولوژیکی و مکانیکی را به دنبال دارد. تغییر الگو حرکتی که با افزایش فلکشن زانو همراه می‌باشد، می‌تواند افزایش انرژی مصرفی و خطر آسیب‌های مختلف را در پی داشته باشد و منجر به کاهش عملکرد بازیکنان شود (۴۳). یکی از علل عدم معناداری می‌تواند به ماهیت محافظه‌کارانه روش آماری SPM مربوط باشد. روش آماری SPM یک روش قدرتمند در محاسبات تحلیل زمان-سری است که امکان بررسی کل سیکل حرکتی را فراهم می‌سازد. در این روش با هدف کاهش بروز خطای نوع اول، آستانه معناداری سخت‌گیرانه‌تری را جهت تشخیص تفاوت بین متغیرها اعمال می‌کند که این موضوع منجر به افزایش خطای نوع دوم می‌شود. از این‌رو ممکن است تغییرات واقعی در تغییرپذیری هماهنگی ناشی از خستگی، به دلیل حساسیت بالای روش آماری SPM به‌صورت عدم معناداری گزارش شده باشد. همچنین نوع پروتکل استفاده شده نیز می‌تواند تأثیرگذار باشد. از آنجایی‌که در این مطالعه از یک پروتکل خستگی عمومی استفاده شده است پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده تأثیر خستگی پروتکل‌های عملکردی ویژه فوتبالیست‌ها بر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی سنجیده شود.

نتیجه‌گیری نهایی

هدف از این مطالعه بررسی تأثیر خستگی بر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی اندام تحتانی هنگام دویدن بر فوتبالیست‌های نیمه‌حرفه‌ای بود. به‌طور کلی نتایج این مطالعه نشان داد که خستگی عضلانی ناشی از دویدن تأثیر چندانی بر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی اندام تحتانی ندارد اما استثنائاً هماهنگی کوپلینگ‌های ران-میچ پا، زانو-چپ-راست و میچ پا-چپ-راست و همچنین تغییرپذیری هماهنگی ران-زانو در مرحله آغاز تماس در فاز استنس تحت تأثیر خستگی قرار گرفتند. طبق تحقیقات گذشته تغییرپذیری هماهنگی باید در حد تناسب باشد و افزایش یا کاهش بیش‌ازحد آن می‌تواند منجر به بروز آسیب شود (۱۲) در این مطالعه علی‌رغم اینکه تغییرپذیری هماهنگی افزایش یافت اما این تغییرات از نظر آماری معنادار نبودند. با توجه به اینکه ورزشکاران شرکت‌کننده در این مطالعه نیمه‌حرفه‌ای بودند و در مهارت دویدن به تبحر لازم رسیدند می‌توان عدم کاهش هماهنگی را ناشی از پاسخ دستگاه عصبی مرکزی جهت تغییر الگو حرکتی و رسیدن به یک الگو حرکتی مناسب‌تر دانست. همچنین با توجه به اینکه ورزشکاران نیمه-حرفه‌ای بودند به‌علت سازگاری بالاتر در برابر خستگی و همچنین پاسخ عصبی عضلانی مناسب دستگاه عصبی، هماهنگی و تغییرپذیری آن‌ها به‌غیر از مرحله اولیه فاز دویدن تحت تأثیر قرار نگرفت.

سپاسگزاری

این مقاله براساس پایان نامه کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی خانم مهتاب فرخی پرشکوه، به راهنمایی آقای دکتر محمدرضا امیرسیف الدینی و آقای دکتر ساسان نادری می باشد. بدین وسیله از تمامی عزیزانی که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند تشکر و قدردانی می گردد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این مطالعه مطابق با دستورالعمل ها و اصول اخلاقی مربوط به پژوهش های انسانی انجام شد. طرح تحقیق توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی کرمان (شماره: IR.KMU.REC.1403.348) مورد تأیید قرار گرفت. شرکت کنندگان پیش از آغاز مطالعه به طور کامل درباره اهداف و روند تحقیق آگاه شدند و با آگاهی کامل فرم رضایت نامه را امضا کردند. همچنین تمامی مراحل تحقیق با رضایت داوطلبانه افراد انجام گرفت.

حامی مالی

نویسندگان از حمایت دانشگاه شهید باهنر کرمان در تسهیل انجام این پژوهش قدردانی می کنند. گرچه هیچ بودجه مالی ای جهت انجام این مطالعه مورد نیاز نبود.

مشارکت نویسندگان

این پژوهش تحت نظارت علمی دکتر محمدرضا امیر سیف الدینی و دکتر ساسان نادری طراحی و اجرا شد. هر دو استاد راهنما در طول فرآیند مطالعه بازخوردهای علمی ارزنده ای ارائه دادند، در طراحی و روش شناسی تحقیق مشارکت داشتند و تمامی مراحل نگارش مقاله را مورد بازبینی قرار دادند. اجرای مطالعه، جمع آوری و تحلیل داده ها و نگارش اولیه مقاله توسط دانشجو و تحت هدایت ایشان انجام شد.

تعارض

هیچ نوع تعارض منافی در این مطالعه وجود ندارد.

Reference

1. Waldén M, Hägglund M, Ekstrand J. Injuries in Swedish elite football a prospective study on injury definitions, risk for injury and injury pattern during 2001. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2005;15(2):118-125. [DOI:10.1111/j.1600-0838.2004.00393.x] [PMID]
2. Rahnema N, Reilly T, Lees A. Injury risk associated with playing actions during competitive soccer. *British Journal of Sports Medicine*. 2002;36(5):354-359. [DOI:10.1136/bjsm.36.5.354] [PMID]
3. 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]

4. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*. 2001;81(4):1725-1789. [DOI:10.1152/physrev.2001.81.4.1725] [PMID]
5. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2012;36(1):162-176. [DOI:10.1016/j.neubiorev.2011.05.009] [PMID]
6. Milgrom C, Radeva-Petrova DR, Finestone A, Nyska M, Mendelson S, Benjuya N, et al. The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. *Journal of Biomechanics*. 2007;40(4):845-850. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2006.03.006] [PMID]
7. Ekstrand J, Uebalcker P, Van Zoest W, Verheijen R, Vanhecke B, van Wijk M, et al. Risk factors for hamstring muscle injury in male elite football: medical expert experience and conclusions from 15 European Champions League clubs. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*. 2023;9(1):e001461. [DOI:10.1136/bmjsem-2022-001461] [PMID]
8. 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. *The American Journal of Sports Medicine*. 2017;45(14):3388-3396. [DOI:10.1177/0363546517693846] [PMID]
9. Jamison ST, Pan X, Chaudhari AM. Knee moments during run-to-cut maneuvers are associated with lateral trunk positioning. *Journal of Biomechanics*. 2012;45(11):1881-1885. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2012.05.031] [PMID]
10. Bruniera CA, Rogério FR, Rodacki AL. Stabilometric response during single-leg stance after lower limb muscle fatigue. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2013;17:464-469. [DOI:10.1590/S1413-35552012005000119] [PMID]
11. Van Daele U, Huyvaert S, Hagman F, Duquet W, Van Gheluwe B, Vaes P. Reproducibility of postural control measurement during unstable sitting in low back pain patients. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2007;8(1):1-9. [DOI:10.1186/1471-2474-8-44] [PMID]
12. Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research Methods in Biomechanics*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics; 2013. p. 290-310. [DOI:10.5040/9781492595809]
13. Cowley JC, Gates DH. Proximal and distal muscle fatigue differentially affect movement coordination. *PloS One*. 2017;12(2):e0172835. [DOI:10.1371/journal.pone.0172835] [PMID]
14. Park S, Yoon S. Quantifying Coordination and Variability in the Lower Extremities after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Sensors*. 2021;21(2):652. [DOI:10.3390/s21020652] [PMID]
15. Baida SR, Gore SJ, Franklyn-Miller AD, Moran KA. Does the amount of lower extremity movement variability differ between injured and uninjured populations? A systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2018;28(4):1320-1338. [DOI:10.1111/sms.13036] [PMID]
16. Chen S-H, Chou L-S. Inter-joint coordination variability during a sit-to-stand fatiguing protocol. *Journal of Biomechanics*. 2022;138:111132. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2022.111132] [PMID]
17. Tazji MK, Ghale-Beig AV, Sadeghi H, Koumantakis GA, Chrysagis N, Abbasi A. Effects of Running-induced Fatigue on the Trunk-pelvis-hip Coordination Variability During Treadmill Running at Different Speeds. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*. 2023;23(2):189.
18. Konstantopoulos I, Kafetzakis I, Chatziilias V, Mandalidis D. Fatigue-induced inter-limb asymmetries in strength of the hip stabilizers, postural control and gait following a unilateral countermovement vertical jump protocol. *Sports*. 2021;9(3):33. [DOI:10.3390/sports9030033] [PMID]

19. Davis K, Williams JL, Sanford BA, Zucker-Levin A. Assessing lower extremity coordination and coordination variability in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction during walking. *Gait & Posture*. 2019;67:154-159. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.10.010] [PMID]
20. Häggglund M, Waldén M, Ekstrand J. Injury incidence and distribution in elite football-a prospective study of the Danish and the Swedish top divisions. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2005;15(1):21-28. [DOI:10.1111/j.1600-0838.2004.00395.x] [PMID]
21. Aus der Fünten K, Tröß T, Hadji A, Beaudouin F, Steendahl IB, Meyer T. Epidemiology of football injuries of the German Bundesliga: a media-based, prospective analysis over 7 consecutive seasons. *Sports Medicine-Open*. 2023;9(1):20. [DOI:10.1186/s40798-023-00563-x] [PMID]
22. Saltzman EB, Levin JM, Dagher A-MB, Messer M, Kimball R, Lohnes J, et al. Injury prevention strategies at the 2019 FIFA Women's World Cup display a multifactorial approach and highlight subjective wellness measurements. *Journal of ISAKOS*. 2023;8(5):325-331. [DOI:10.1016/j.jisako.2023.04.007] [PMID]
23. Sarhad H, Heydari F, Gandomi M, Farzaneh F. The effect of eight weeks of yoga training on mental fatigue control, knee proprioception and altered balance in amateur athletes: a semi-experimental study. *Journal of Sport Biomechanics*. 2020;5(4):228-239. [DOI:10.32598/biomechanics.5.4.3]
24. Zaheri M, Rafei A, Majlesi M, Fatahi M. Evaluation of the effect of fatigue on changes in ground reaction force during landing after spike in professional volleyball players. *Journal of Sport Biomechanics*. 2024;10(1):54-68. [DOI:10.61186/JSportBiomech.10.1.54]
25. Rey E, Lois-Abal M, Padrón-Cabo A, Lorenzo-Martínez M, Costa PB. Influence of training load on muscle contractile properties in semi-professional female soccer players across a competitive microcycle: a pilot study. *Sensors (Basel, Switzerland)*. 2024;24(21):6996. [DOI:10.3390/s24216996] [PMID]
26. Cotteret C, Prieto-Bermejo J, Almazán Polo J, Jiménez-Saiz SL. Determination of the Relative Profile of Velocity and Acceleration in Semi-Professional Soccer Players: A Cross-Sectional Study. *Applied Sciences*. 2024;14(18):8528. [DOI:10.3390/app14188528]
27. Koblbauer IF, van Schooten KS, Verhagen EA, van Dieën JH. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2014;17(4):419-424. [DOI:10.1016/j.jsams.2013.05.013] [PMID]
28. Harrison K, Kwon YU, Sima A, Thakkar B, Crosswell G, Morgan J, et al. Inter-joint coordination patterns differ between younger and older runners. *Human Movement Science*. 2019;64:164-170. [DOI:10.1016/j.humov.2019.01.014] [PMID]
29. Morin J-B, Samozino P, Zameziati K, Belli A. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of Biomechanics*. 2007;40(15):3341-3348. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2007.05.001] [PMID]
30. Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics*. 1999;14(5):297-308. [DOI:10.1016/S0268-0033(98)90092-4] [PMID]
31. Lamb PF, Stöckl M. On the use of continuous relative phase: Review of current approaches and outline for a new standard. *Clinical Biomechanics*. 2014;29(5):484-493. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2014.03.008] [PMID]
32. Nieuwenhuys A, Papageorgiou E, Desloovere K, Molenaers G, De Laet T. Statistical parametric mapping to identify differences between consensus-based joint patterns during gait in children with cerebral palsy. *PLoS One*. 2017;12(1):e0169834. [DOI:10.1371/journal.pone.0169834] [PMID]

33. Brown AM, Zifchock RA, Hillstrom HJ, Song J, Tucker CA. The effects of fatigue on lower extremity kinematics, kinetics and joint coupling in symptomatic female runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Biomechanics*. 2016;39:84-90. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2016.09.012] [PMID]
34. Dierks TA, Davis IS, Hamill J. The effects of running in an exerted state on lower extremity kinematics and joint timing. *Journal of Biomechanics*. 2010;43(15):2993-2998. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2010.07.001] [PMID]
35. Dugan SA, Bhat KP. Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*. 2005;16(3):603-621. [DOI:10.1016/j.pmr.2005.02.007] [PMID]
36. Schache AG, Bennell KL, Blanch PD, Wrigley TV. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. *Gait & posture*. 1999;10(1):30-47. [DOI:10.1016/S0966-6362(99)00025-9] [PMID]
37. Zago M, David S, Bertozzi F, Brunetti C, Gatti A, Salaorni F, et al. Fatigue induced by repeated changes of direction in elite female football (soccer) players: impact on lower limb biomechanics and implications for ACL injury prevention. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2021;9:666841. [DOI:10.3389/fbioe.2021.666841] [PMID]
38. Lehnert M, Croix MDS, Xaverova Z, Botek M, Varekova R, Zaatar A, et al. Changes in injury risk mechanisms after soccer-specific fatigue in male youth soccer players. *Journal of Human Kinetics*. 2018;62:33. [DOI:10.1515/hukin-2017-0157] [PMID]
39. Iqbal ZA, Chow DH-K. Exploring the Relations Between Running Variability and Injury Susceptibility: A Scoping Review. *Sports*. 2025;13(2):55. [DOI:10.3390/sports13020055] [PMID]
40. Harbourne RT, Stergiou N. Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*. 2009;89(3):267-282. [DOI:10.2522/ptj.20080130] [PMID]
41. Stergiou N, Harbourne RT, Cavanaugh JT. Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 2006;30(3):120-129. [DOI:10.1097/01.NPT.0000281949.48193.d9] [PMID]
42. Edwards S, Steele J, Cook J, Purdam C, McGhee D. Effects of fatigue on movement variability during stretch-shortening cycle. In: *ISBS-Conference Proceedings Archive*; 2012. p.171-174.
43. Giandolini M, Vernillo G, Samozino P, Horvais N, Edwards WB, Morin J-B, et al. Fatigue associated with prolonged graded running. *European Journal of Applied Physiology*. 2016;116:1859-1873. [DOI:10.1007/s00421-016-3437-4] [PMID]