



Influence of trunk muscles fatigue on ground reaction forces characteristics in dominant and non-dominant legs of novice runners

Raghebi Ghahderijani, Faezeh^{a1}; Esmaeili, Hamed^{2b*}; Salari Esker, Fatemeh²

1. MSc^a, Associate Professor^b in Sports Biomechanics, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran.
2. Assistant Professor in Sports Biomechanics, Department of Sport Biomechanics and Motor Behavior, Faculty of Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Mazandaran, Iran

Received: January 2025; Accepted: March 2025

Keywords

Trunk muscles,
Running,
Impulse,
Ground reaction
forces,

Abstract

Background and Aim: Dominant and non-dominant legs have different mechanical tasks during running. Therefore, it can be expected that trunk muscle fatigue could have different effects on the dominant and non-dominant legs. The present study aimed to investigate the effect of trunk muscle fatigue on ground reaction force characteristics on the dominant and non-dominant legs in novice runners.

Methods: Thirty male and female participants ran a 16-meter path at a speed of 3.3 m/s before and after a trunk muscle fatigue protocol. They were asked to step on a force plate (1000 Hz, Winterthur, Switzerland) placed in the mid-way of the path with both their dominant and non-dominant legs. The ground reaction force characteristics of the dominant and non-dominant legs before and after trunk muscle fatigue were calculated and analyzed.

Results: In the pre-fatigue condition, the dominant leg exhibited greater values in peak propulsive force and peak adductor free moment, and smaller values in peak medial force and peak abduction free moment compared to the non-dominant leg. Following trunk muscle fatigue, the dominant leg showed increased peak medial force. In the non-dominant leg, peak lateral force, peak braking force, and peak abduction free moment decreased, while medio-lateral impulse increased.

Conclusion: Trunk muscle fatigue affects the mechanics of the dominant and non-dominant legs differently. These different changes can increase the risk of running-related injuries in both the dominant and non-dominant limbs. Future researchers are advised to consider limb dominance in their studies.

* Corresponding Author: Tel: 03137932536

✉ Email: H.esmaeili@spr.ui.ac.ir

Orcid Code: 0000-0002-6882-2612

Extended Abstract

Introduction

Running is one of the most popular forms of exercise, offering numerous health benefits. However, it also carries a high risk of lower limb injuries, particularly for novice runners. The trunk muscles play a crucial role in maintaining proper running mechanics, as they help stabilize the upper body and facilitate energy transfer between the upper and lower limbs. Fatigue in these muscles may disrupt optimal running mechanics and increase the risk of injury.

Previous research has shown that trunk muscles fatigue can alter running mechanics, increase ground reaction forces (GRF), and affect postural balance. During running, the dominant leg is primarily responsible for energy generation, while the non-dominant limb contributes to balance and stability. Thus, during running and locomotion, these two limbs have distinct mechanical roles. This functional difference leads to asymmetry during running and movement. Asymmetry is a risk factor for injuries in runners. Given that trunk muscles play a crucial role in optimal running mechanics and their fatigue alters running mechanics, it is expected that fatigue in these muscles would differentially affect the mechanics of the dominant and non-dominant limbs.

Given that asymmetry is considered a cause of overuse injuries in runners and trunk muscles play a key role in maintaining optimal body mechanics, the effect of trunk muscles fatigue or weakness on ground reaction force (GRF) asymmetry has not been thoroughly investigated. Therefore, the present study aimed to examine the effect of trunk muscles fatigue on GRF between the dominant and non-dominant limbs in novice runners. Since the dominant and non-dominant limbs exhibit distinct functional roles during running, we hypothesized that trunk muscles fatigue would differentially affect GRF parameters in each limb.

Method

A total of 30 novice runners (15 males and 15 females; age = 20.9 ± 3.1 years, height = 172.5 ± 6.2 cm, weight = 64.1 ± 8.3 kg) participated in this study. Participants first received a detailed explanation of the testing protocol. To familiarize with the conditions, they were asked to perform several practice runs along a 16-meter track. Participants then completed at least six running trials at a speed of 3.3 m/s (mean $\pm$ 5%) on the track, which featured an embedded force plate at the midpoint. Following baseline measurements, participants performed the trunk muscles fatigue

protocol. The pre-fatigue running tests were then repeated under identical conditions to assess the effects of trunk muscles fatigue on the outcome variables.

Results

Results indicated a significant main effect of trunk muscle fatigue on GRF outcomes (Wilks' Lambda = 0.207, $F(10,20) = 7.67$, $p = 0.001$, $\eta^2 p = 0.79$). Additionally, there was a significant main effect of side on GRF outcomes (Wilks' Lambda = 0.019, $F(10,20) = 105.35$, $p = 0.001$, $\eta^2 p = 0.98$). Furthermore, a significant fatigue-by-side interaction was found on GRF outcomes (Wilks' Lambda = 0.136, $F(10,20) = 12.686$, $p = 0.001$, $\eta^2 p = 0.864$). HSD post-hoc tests revealed that after trunk muscle fatigue, the dominant leg showed an increase in peak medial force ($p = 0.001$). In the nondominant leg, there were decreases in peak lateral force ($p = 0.003$), peak braking force ($p = 0.017$), and negative free moment ($p = 0.001$), while medio-lateral impulse increased ($p = 0.005$) (Table 1).

Discussion

The primary objective of the current study was to determine the effects of trunk muscles fatigue on ground reaction force (GRF) characteristics in both dominant and non-dominant limbs of novice runners. The results revealed that trunk muscle fatigue differentially affects GRF characteristics between the dominant and non-dominant limbs. This finding indicates alterations in running mechanics and lower limb function following trunk fatigue.

Under normal conditions, trunk muscles with proper stretch-shortening cycle characteristics can optimally perform their functions. However, during fatigue, these stretch-shortening characteristics become disrupted and stretch reflex sensitivity decreases. Furthermore, impaired trunk muscle function, such as during fatigue, compromises their ability to: provide a stable base for shock absorption and generate and transfer torque from the lower limbs during running.

Our results demonstrated that trunk muscles fatigue induces distinct alterations in ground reaction force (GRF) characteristics between dominant and non-dominant limbs. In the dominant limb, trunk muscles fatigue led to increased peak medial force, while in the non-dominant limb, it resulted in increased mediolateral impulse along with decreased peak lateral force, peak braking force, and peak negative free moment.

The increased loading during running elevates cumulative lower limb loading. Given the repetitive and prolonged nature of running, this

elevated loading may increase the risk of stress fractures and overuse syndromes. The increased medial GRF component is associated with running-related injuries, potentially elevating the risk of conditions such as patellofemoral pain syndrome, iliotibial band syndrome, and other lower extremity overuse injuries in runners.

In the non-dominant limb, results showed that following trunk muscles fatigue, the mediolateral impulse increased, while peak lateral force, peak braking force, and negative free moment decreased. The increased mediolateral impulse may be associated with a higher risk of ankle and knee injuries. It has been shown that while increased mediolateral impulse doesn't directly correlate with ground reaction forces, it affects ground reaction force distribution during the stance phase of running. The lateral ground reaction force

plays a crucial role in maintaining balance and stability during the stance phase. Reduction in lateral ground reaction force may lead to decreased stability, increased lateral instability, and higher fall risk. However, the observed decreases in peak braking force and negative free moment in the non-dominant limb might reduce running-related injury risk.

The findings of the current study demonstrate that trunk muscles fatigue alters ground reaction force patterns, which in turn increases the risk of running-related injuries. Therefore, it can be concluded that weak trunk muscles elevate the risk of running overuse injuries. Consequently, special attention should be paid to strengthening trunk muscles and improving their endurance to reduce the risk of running-related injuries.

Table 1: Ground reaction force outcomes of dominant and nondominant legs in before and after trunk muscles fatigue. Data are presented as mean $\pm$ sd.

Variables	Limb side	Pre-fatigue	Post-fatigue	T	Sig (Tukey)
Peak Lateral Force (N/BW)	Dominant	.17 $\pm$.06	.18 $\pm$.07	.5662	.941
	Nondominant	.17 $\pm$.05	.14 $\pm$.05	3.868	.003
Peak Braking Force (N/BW)	Dominant	.51 $\pm$.10	.51 $\pm$.14	.115	.999
	Nondominant	.49 $\pm$.11	.45 $\pm$.08	3.201	.017
Peak Vertical Ground Reaction Force (N/BW)	Dominant	2.25 $\pm$.23	2.25 $\pm$.35	0.0253	1.000
	Nondominant	2.15 $\pm$.36	2.07 $\pm$.32	1.6123	.388
Peak Medial Force (N/BW)	Dominant	-.08 $\pm$.03	-.102 $\pm$.03	5.228	.001
	Nondominant	-.106 $\pm$.04	-.109 $\pm$.03	.417	.975
Peak Propulsive Force (N/BW)	Dominant	-.27 $\pm$.042	-.29 $\pm$.05	1.611	.388
	Nondominant	-.19 $\pm$.04	-.19 $\pm$.05	.734	.883
Medio-Lateral Impulse (N·s/BW)	Dominant	5.31 $\pm$ 2.16	7.32 $\pm$ 3.39	2.572	.070
	Nondominant	5.07 $\pm$ 3.39	7.38 $\pm$ 2.79	3.702	.005
Antero-Posterior Impulse (N·s/BW)	Dominant	19.59 $\pm$ 7.71	24.40 $\pm$ 15.07	1.396	.512
	Nondominant	20.22 $\pm$ 7.49	23.40 $\pm$ 8.17	2.595	.066
Vertical Impulse (N·s/BW)	Dominant	187.63 $\pm$ 30.04	216.22 $\pm$ 100.54	1.508	.446
	Nondominant	194.25 $\pm$ 61.55	220.9 $\pm$ 65.82	2.489	.083
Positive (Adductor) Free Moment (Nm/BW)	Dominant	.15 $\pm$.06	.14 $\pm$.03	1.502	.450
	Nondominant	.069 $\pm$.03	.068 $\pm$.03	.198	.997
Negative (Abductor) Free Moment (Nm/BW)	Dominant	-.089 $\pm$.04	-.10 $\pm$.03	1.14	.670
	Nondominant	-.18 $\pm$.05	-.15 $\pm$.05	6.07	.001

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Research Ethics Committee of the University of Isfahan (IR.UI.REC.1401.041).

Funding

No financial support was received.

Author's Contribution

In the current research, all authors contributed equally in conceptualization, methodology, evaluation, writing, data acquisition and data

analysis.

Conflict of interest

The authors declare that there are no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper

Acknowledgments

The authors thank the participants for their effort and dedication in completing this study.



اثر خستگی عضلات تنه روی نیروهای عکس العمل وارد بر پای برتر و غیربرتر دوندگان مبتدی

فائزه راغبی قهدریجانی^{۱،*}، حامد اسماعیلی^{۲،*}، فاطمه سالاری اسکر^۳

۱- کارشناس ارشد^۱، دانشیار^۲ بیومکانیک ورزشی، گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی و رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابل، مازندران، ایران

مقاله پژوهشی

دریافت: دی ۱۴۰۳؛ پذیرش: اسفند ۱۴۰۳

چکیده

زمینه و هدف: پای برتر و غیربرتر حین دویدن دارای تکالیف مکانیکی متفاوتی هستند. از این رو می توان انتظار داشت خستگی عضلات تنه اثرات متفاوتی روی پای برتر و غیربرتر داشته باشد. هدف مطالعه حاضر مطالعه اثر خستگی عضلات تنه روی ویژگی های نیروهای عکس العمل وارد بر پای برتر و غیربرتر دوندگان مبتدی بود.

روش بررسی: ۳۰ شرکت کننده زن و مرد مسیر ۱۶ متری را با سرعت ۳/۳ متر بر ثانیه قبل و پس از پروتکل خستگی عضلات تنه دویدند. از آنها خواسته شد تا حین دویدن با پای برتر و غیربرتر از روی دستگاه صفحه نیرو (۱۰۰۰ هرتز، وینترتور، سوئیس) که در وسط مسیر قرار داشت گام بردارند. ویژگی های نیروی عکس العمل زمین پای برتر و غیربرتر قبل و بعد از خستگی عضلات تنه محاسبه شده و مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

نتایج: در شرایط قبل خستگی، پای برتر مقادیر بزرگتری در حداکثر نیروی پیش ران و حداکثر گشتاور آزاد اداکتوری و مقادیر کوچکتری در حداکثر نیروی داخلی و حداکثر گشتاور آزاد اداکتوری نسبت به پای غیربرتر از خود به نمایش گذاشت. به دنبال خستگی عضلات تنه، در پای برتر حداکثر نیروی داخلی افزایش پیدا کرد. در پای غیربرتر، حداکثر نیروی خارجی، حداکثر نیروی ترمزی و حداکثر گشتاور آزاد اداکتوری کاهش و ایمپالس داخلی-خارجی افزایش یافت.

نتیجه گیری: خستگی عضلات تنه بر مکانیک پای برتر و غیربرتر به طور متفاوتی تأثیر می گذارد. این تغییرات متفاوت می تواند در هر یک از اندام های برتر و غیربرتر ریسک ابتلا به آسیب های ناشی از دویدن را افزایش دهد. به محققین بعدی پیشنهاد می شود که در مطالعات خود به برتریت اندام توجه داشته باشند.

واژگان کلیدی

عضلات تنه،

دویدن،

ایمپالس،

نیروهای عکس العمل زمین،

مقدمه

تاکید دارد.

حداکثر نیروهای عکس‌العمل زمین در توسعه و ایجاد آسیب‌های ناشی از دویدن به عنوان اصلی‌ترین عامل در نظر گرفته می‌شوند (۱۵). برای مثال، نشان داده شده است که افزایش بارهای وارد بر مفاصل اندام تحتانی حین فعالیت‌های دارای تحمل وزن، می‌تواند سبب بروز آسیب در ناحیه اندام تحتانی شده و باعث ایجاد درد گردد (۱۶). حین دویدن، حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی به عنوان یک شاخص برای تخمین بارهای وارد بر اندام تحتانی استفاده شده است (۱۶). از این‌رو، افزایش حداکثر نیروی عمودی، نرخ بارگیری، حداکثر گشتاور آزاد مثبت و منفی، حداکثر نیروی ترمزی، حداکثر نیروی داخلی و خارجی به عنوان ریسک فاکتورهایی برای توسعه آسیب‌های ناشی از دویدن گزارش شده است (۱۷-۱۹). دویدن یک فعالیت چرخه‌ای و زمان‌بر است و حین آن، اندام تحتانی به صورت مداوم تحت چرخه‌های بارگیری قرار می‌گیرد. افزایش بارگیری باعث تجمع یافتن بارهای اضافی وارد بر اندام‌ها شده و می‌تواند به ایجاد تغییراتی در بیومکانیک دویدن منجر شود (۲۰). این امر ممکن است به الگوهای حرکتی نادرست منجر شده و فشار وارد بر مفاصل و بافت‌های خاص را افزایش دهد و در صورت تکرار و تداوم، احتمال آسیب دیدگی را بالا ببرد. به طور کلی، افزایش بارگیری‌های اندام تحتانی می‌تواند به تغییرات فیزیکی و بیومکانیکی در بدن کمک کند. در نهایت این می‌تواند باعث افزایش ریسک آسیب‌های دویدن شود.

نشان داده شده است که حین دویدن، پای برتر در درجه اول مسئول تولید انرژی است، در حالی که اندام غیربرتر مسئول تعادل و ثبات می‌باشد. بنابراین، حین دویدن و حرکت، این دو اندام دارای وظایف مکانیکی متفاوتی هستند. این عملکرد متفاوت باعث وجود عدم تقارن حین دویدن و حرکت است (۲۱، ۲۲). نشان داده شده است که عدم تقارن یکی از ریسک فاکتورهای بروز آسیب در دوندگان است (۲۳). با توجه به اینکه عضلات تنه روی مکانیک بهینه دویدن نقش مهمی دارد و خستگی آنها سبب تغییر در مکانیک دویدن می‌شود، انتظار می‌رود که خستگی این عضلات به صورت متفاوتی روی مکانیک اندام‌های برتر و غیربرتر تاثیر داشته باشد.

دویدن یکی از محبوب‌ترین فعالیت‌هایی است که توسط افراد به دلیل فواید آن روی سلامتی انتخاب می‌شود. با این حال، این فعالیت عاری از عوارض جانبی نیست و با خطر بالای آسیب در اندام تحتانی همراه است (۱). در این بین، دوندگان مبتدی به علت عدم تجربه کافی و مکانیک ضعیف، بیشتر در معرض خطر آسیب‌های ناشی از دویدن هستند (۲). برای حفظ مکانیک بهینه دویدن، عوامل زیادی دخیل هستند (۳-۶). در میان این عوامل، عضلات تنه وظایف مهمی را انجام می‌دهند (۷). عضلات تنه شامل عضلات شکم، پاراسپینال و سایر عضلات اطراف ناحیه مرکزی هستند (۸). این عضلات با عملکرد خود ثبات اندام فوقانی را فراهم کرده و به عنوان یک پیوند حیاتی بین اندام فوقانی و تحتانی عمل می‌کنند (۸). این عضلات حین دویدن با تولید، جذب و انتقال انرژی بین دیگر اعضای بدن، به استحکام ستون فقرات و ثبات لگن کمک می‌کنند (۸، ۶، ۴، ۳). به طوریکه نشان داده شده است هر گونه اختلال در عملکرد این عضلات می‌تواند بر مکانیک دویدن تأثیر منفی بگذارد. زمانی که این عضلات ضعیف یا خسته می‌شوند، حین دویدن بارهای وارد بر ستون فقرات افزایش می‌یابد (۹، ۱۰).

مطالعات نشان داده است که خستگی عضلات تنه نه تنها مکانیک دویدن را تغییر می‌دهد بلکه هزینه مصرف انرژی دویدن را دچار تغییرات منفی می‌کند (۱۱، ۱۰، ۴). عسکری و اسماعیلی (۲۰۲۱) با توسعه و استفاده از یک پروتکل خستگی عضلات تنه، طی مطالعه‌ای گزارش کردند که خستگی عضلات تنه باعث افزایش بار روی پاشنه و لبه جانبی پا شده و این تغییرات می‌تواند منجر به افزایش خطر استرس فراکچر^۱ در نواحی مختلف پا شود (۴). در ورزش‌های دیگر، مانند اسکی صحرایی، خستگی عضلات تنه باعث کاهش توان خروجی و کاهش کار انجام شده در هر چرخه می‌شود (۱۲). حین ایستادن، خستگی عضلات تنه باعث کاهش عملکرد افراد حین کنترل قامت می‌شود (۱۳). اسماعیلی و عسکری (۱۳۹۹) نشان دادند که خستگی عضلات تنه سبب تغییر در مسیر مرکز فشار و زمان‌بندی زیرمراحل استانس راه رفتن می‌شود (۱۴). این یافته‌ها بر نقش حیاتی استقامت عضلات تنه در حفظ عملکرد دویدن و بیومکانیک مناسب حرکت

^۱. Stress fracture

آنها خواسته شد چندین بار در امتداد مسیر دویدن ۱۶ متری بدونند. سپس، از شرکت کنندگان خواسته شد که حداقل شش بار با سرعت $0.5 \pm 3/3$ متر بر ثانیه در مسیر دویدن که یک صفحه نیرو در میانه آن قرار داشت بدونند.

مطالعات پیشین از این سرعت برای ارزیابی ریسک فاکتورهای مربوط به دویدن استفاده کرده اند (۴,۲۴,۲۵). صفحه نیرو در وسط مسیر قرار داشت و وضعیت قرار گیری آن در میانه مسیر به وسیله یک لمینت هم رنگ با سطح فضای آزمایشگاه پوشانده شده بود. سعی شده بود که مکان صفحه نیرو مشابه با سایر فضای آزمایشگاه باشد (شکل ۱). پس از این مرحله، از شرکت کنندگان درخواست شد که پروتکل خستگی عضلات تنه را اجرا کنند. در نهایت، تست های پیش از خستگی در شرایط یکسان تکرار شد و تاثیر خستگی عضلات تنه بر متغیرهای مورد نظر ارزیابی شد.



شکل ۱. چیدمان صفحه نیرو و دوربین مادون قرمز برای ثبت سرعت حرکت.

داده های مربوط به نیروهای عکس العمل زمین با استفاده از یک صفحه نیروی 0.60×0.40 متری (۱۰۰۰ هرتز، وینترتور، سوئیس) واقع در میانه مسیر دویدن اندازه گیری شدند. داده های کینتیکی با استفاده از نرم افزار (SIMI MOTION, Simi Reality Motion Systems GmbH, Unterschleissheim, آلمان) جمع آوری شدند. سرعت

با توجه به اینکه عدم تقارن یکی از علل ایجاد آسیب های پرکاری در دوندگان در نظر گرفته می شود و عضلات تنه در حفظ مکانیک بهینه بدن عملکرد کلیدی دارد، اثر خستگی یا ضعف عضلات تنه روی عدم تقارن نیروهای عکس العمل زمین به خوبی بررسی نشده است. بنابراین هدف از پژوهش حاضر مطالعه اثر خستگی عضلات تنه روی نیروهای عکس العمل زمین وارد بر اندام برتر و غیربرتر در دوندگان تازه کار بود. با توجه به اینکه هریک از اندام های برتر و غیر برتر حین دویدن عملکرد متمایزی دارند، چنین فرض می شود که خستگی عضلات تنه می تواند تاثیرات متفاوتی روی هر یک از اندام ها داشته باشد.

روش تحقیق

تعداد ۳۰ دونده مبتدی (۱۵ مرد و ۱۵ زن) (سن = 20.9 سال، قد = 172.5 سانتی متر، جرم = 64.1 کیلوگرم) در این پژوهش شرکت کردند. در تحلیل اولیه برای به دست آوردن حجم نمونه کافی شرکت کنندگان برای سطح معناداری 0.05 ، توان 0.9 و اندازه اثر 0.5 ، تعداد حداقل ۲۸ نفر کفایت می کرد. مقدار اندازه اثر براساس مطالعه عسکری و اسماعیلی (۲۰۲۱) که به بررسی اثر خستگی عضلات تنه روی توزیع فشار کف پای دوندگان مبتدی پرداختند محاسبه شد (۴). بنابراین، تعداد ۳۰ دونده مبتدی برای مطالعه حاضر در نظر گرفته شد. در این مطالعه دونده مبتدی به فردی اطلاق می شد که قادر بود تا ۳۰ دقیقه با سرعت خود انتخابی بدود، بیش از سه جلسه در هفته تمرین نداشته باشد و سابقه دویدن وی بیش از دو ماه نباشد (۲۴). معیارهای ورود شامل عدم سابقه جراحی، شکستگی، سوختگی، مشکلات عصبی عضلانی یا آسیب جدی در اندام تحتانی طی شش ماه گذشته، عدم استفاده از پروتز در ران، زانو یا مچ پا و نداشتن دیابت یا بیماری های مرتبط با اعصاب بود. این اطلاعات از طریق یک مصاحبه شفاهی جمع آوری شد. همه شرکت کنندگان دارای الگوی ضربه عقب پا بودند که با مشاهده و داده های کینتیکی تأیید شد و می توانستند به طور پیوسته با سرعت $3/3$ متر بر ثانیه بدونند. این مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق پژوهش دانشگاه اصفهان با کد شناسایی (IR.UI.REC.1401.041) قرار گرفت و تمامی شرکت کنندگان رضایت خود را اعلام کردند. در ابتدا، توضیحاتی در مورد روند آزمایش به شرکت کنندگان ارائه شد. باهدف آشنایی با شرایط آزمون، از

یک تکرار در دو ثانیه در ست چهارم انجام دهد، پروتکل خستگی خاتمه می‌یافت. در پایان هر مرحله، میزان تلاش درک شده (RPE) مورد ارزیابی قرار گرفت تا اطمینان حاصل شود که شرکت کنندگان سطوح کافی از خستگی مورد نیاز برای القای خستگی اوسط پروتکل را تجربه می‌کنند. اگر RPE 17 یا بالاتر را در پایان دور چهارم گزارش می‌دادند، پروتکل متوقف می‌شد. در غیر این صورت، چرخه های اضافی تا رسیدن به RPE 17 انجام می‌گرفت.

برای تشخیص شروع و پایان تماس پا با زمین، هر تست از لحظه تماس با زمین (نیروی عکس العمل عمودی، $vGRF > 10N$) تا تیک آف ($vGRF < 10N$) تعیین شد. داده‌های نیروی عکس العمل زمین با استفاده از فیلتر پایین گذر مرتبه چهار باترورث با فرکانس برش ۴۰ هرتز، فیلتر شدند. داده‌های سه بعدی نیروی عکس العمل زمین با استفاده از یک برنامه متلب (نسخه ۲۰۱۵b، The MathWorks، Natick، MA) محاسبه شد. حداکثر نیروی عمودی، حداکثر نیروی ترمزی، حداکثر نیروی خارجی، حداکثر نیروی داخلی، حداکثر نیروی پیش‌ران، ایمپالس داخلی-خارجی، ایمپالس قدامی-خلفی، ایمپالس عمودی، حداکثر گشتاور آزاد اداکتوری و حداکثر گشتاور آزاد اداکتوری محاسبه شد. تمامی مقادیر به دست آمده بر وزن بدن تقسیم شدند تا به صورت نرمال شده در تحلیل های آماری مورد استفاده قرار بگیرد.

برای هر شرکت کننده، میانگین ۶ تلاش صحیح در هر دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون برای هر یک از پاهای برتر و غیربرتر محاسبه و برای تجزیه و تحلیل مورد استفاده قرار گرفت. از یک طرح تحلیل واریانس چندگانه مختلط ۲ (اندام برتر و غیر برتر) $\times$ ۲ (قبل و بعد از خستگی) برای تعیین اثر کلی خستگی عضلات تنه روی متغیرهای وابسته در اندام برتر و غیربرتر استفاده شد. در ادامه، برای بررسی اثر خستگی روی هر متغیر وابسته از تحلیل واریانس تک متغیره استفاده شد. برای مقایسه‌های چندگانه از روش توکی استفاده شد. درصد تغییرات نسبت به پیش‌آزمون محاسبه شد. اندازه اثر با استفاده از روش Cohen's d (کوچک: $d = 0.2$ ، متوسط: $d = 0.5$ ، بزرگ: $d = 0.8$) محاسبه شد (۳۰). سطح معنی داری $\alpha = 0.05$ در نظر گرفته شد.

دویدن توسط دو فوتوسل مادون قرمز کنترل شد و حداقل شش تست قابل قبول در هریک از اندام های برتر و غیر برتر به صورت تصادفی جمع آوری شد. برای شناسایی اندام برتر از پرسشنامه واترلو^۱ استفاده شد (۲۶). این پرسشنامه دارای ۱۲ گزاره است که دو نوع تکلیف را برای ترجیح پا مورد ارزیابی قرار می‌دهد. شش گزاره به ارزیابی پای برتر برای دستکاری یک شیء (شوت کردن یک توپ با پا تا برداشتن یک تپله) و شش گزاره به ارزیابی ترجیح پا برای تدارک حمایت در حین انجام یک فعالیت (مانند ایستادن روی یک پا) می‌پردازد. روایی و پایایی این پرسشنامه با ضریب آلفای کرونباخ ۰.۹۲ تایید شده است (۲۷، ۲۸). کوششی به عنوان صحیح در نظر گرفته می‌شد که حین تماس پا با زمین افراد شرکت کننده ریتم دویدن خود را تغییر نداده و یا تعدیلاتی در گام های خود ایجاد نکند.

از پروتکل خستگی عضلات تنه مطالعه عسکری و اسماعیلی برای القای خستگی در عضلات تنه در تمام سطوح حرکتی استفاده شد (۴). اثربخشی این پروتکل در القای خستگی توسط آیت و همکاران (۲۰۰۷) از طریق آزمایش ایزوکنتریک قدرت عضلانی تنه تأیید شده بود (۲۹). پروتکل مذکور شامل چهار چرخه متوالی از هفت تمرین بود که در مجموع ۳۲ دقیقه زمان می‌گرفت. هر تمرین ۲۰ بار در مدت ۴۰ ثانیه انجام شد که هر تکرار دو ثانیه طول می‌کشید و بین تمرینات مختلف دوره‌های استراحت ۲۰ ثانیه‌ای قرار داشت.

تمرینات به ترتیب زیر انجام شد: (۱) چرخش تنه با مدیسن بال در حالت نشسته، (۲) اکستنشن تنه با مدیسن بال به صورت کبری، (۳) چرخش پایین تنه به طرفین با فیزیوبال در حالت خوابیده به پشت، (۴) دراز و نشست روی میز شیب دار با صفحه وزنه، (۵) خم شدن به طرفین با صفحه وزنه به صورت ایستاده، (۶) انجام حرکت کبری با مدیسن بال روی میز شیب دار، و (۷) چرخش تنه به صورت ایستاده با مقاومت کش (شکل ۲). وزنه‌ها براساس حداکثر وزنی که شرکت کنندگان می‌توانستند برای ۲۰ تکرار در ۴۰ ثانیه تحمل کنند و در عین حال فرم صحیح را حفظ کنند، انتخاب شدند.

در صورتی که شرکت کننده دیگر نتواند فرم صحیح خود را تا ست چهارم حفظ کند یا نتواند تمرینات را با سرعت

1. Waterloo



شکل ۲. هفت تمرین انجام شده برای پروتکل خستگی

نتایج مطالعه

نتایج آزمون تحلیل واریانس چندگانه مختلط نشان داد که به طور کلی، عامل سمت (پای برتر و غیربرتر) روی متغیرهای نیروی عکس العمل زمین تاثیر دارد ($p = 0/001$, $F(10,20) = 105/347$, $\eta_p^2 = 0/981$) و لاندای ویلکز). همچنین، نتایج نشان داد که خستگی عضلات تنه روی مقادیر متغیرهای نیروی عکس العمل زمین تاثیر دارد ($p = 0/001$, $F(10,20) = 7/673$, $\eta_p^2 = 0/793$) و لاندای ویلکز). در نهایت نتایج نشان داد که اثر تعاملی بین خستگی و سمت روی متغیرهای نیروهای عکس العمل زمین معنادار است ($p = 0/001$, $\eta_p^2 = 0/864$, $F(10,20) = 12/686$) و لاندای ویلکز). این نتایج می دهد که خستگی عضلات تنه روی اندام های برتر و غیربرتر طور متفاوتی اثر می گذارد.

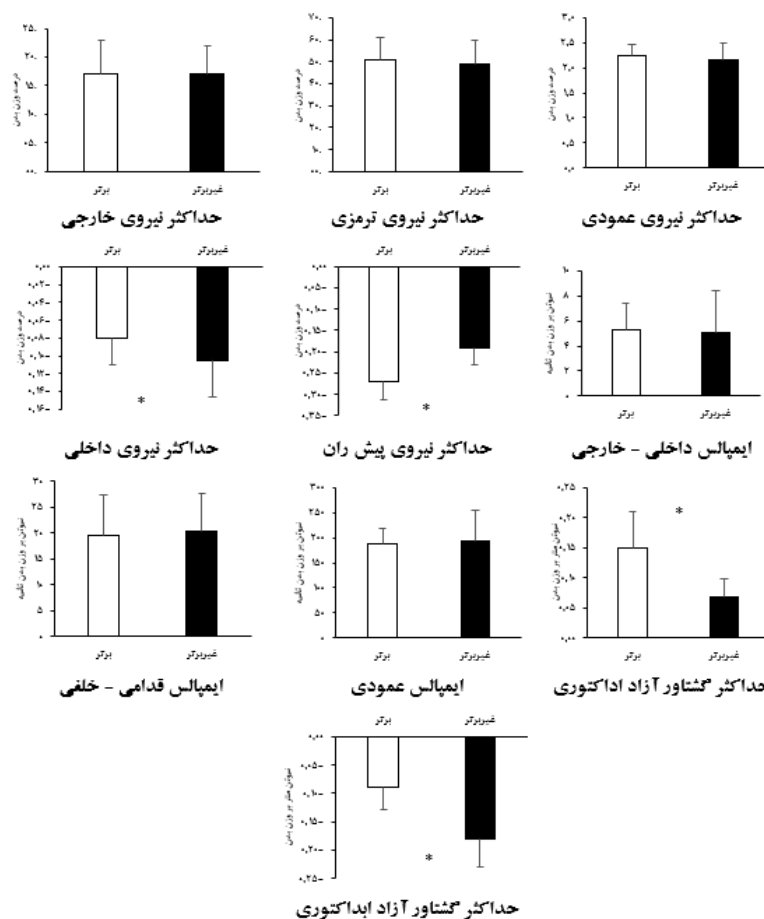
مقایسه بین دو اندام در شرایط قبل خستگی عضلات تنه

نمودار ۱ نتایج مقایسه متغیرهای نیروی عکس العمل زمین بین دو اندام برتر و غیربرتر را نشان می دهد. همانطور که ملاحظه می شود، پای برتر و غیربرتر در مولفه های حداکثر نیروی داخلی، حداکثر نیروی پیشران، حداکثر گشتاور آزاد اداکتوری و حداکثر گشتاور آزاد اداکتوری با هم اختلاف دارند. پای برتر مقادیر بزرگتری را در حداکثر

نیروی پیشران ($p = 0/001$) و حداکثر گشتاور آزاد اداکتوری ($p = 0/001$) نسبت به پای غیربرتر از خود به نمایش می گذارد. این درحالی است که پای غیربرتر نسبت به پای برتر مقادیر بزرگتری را در حداکثر نیروی داخلی ($p = 0/001$) و حداکثر گشتاور آزاد اداکتوری ($p = 0/001$) از خود به نمایش می گذارد.

اثر خستگی روی متغیرهای نیروی عکس العمل زمین پای برتر و غیربرتر

برای تجزیه و تحلیل بیشتر، از آزمون آنالیز واریانس تک متغیره استفاده شد. نتایج این آزمون نشان داد که خستگی عضلات تنه اثرات متفاوتی بر حداکثر نیروی داخلی ($p = 0/034$)، $F(1,23) = 7/360$ ، حداکثر نیروی خارجی ($p = 0/926$)، $F(1,23) = 4/926$ و حداکثر گشتاور آزاد اداکتوری ($p = 0/001$)، $F(1,23) = 15/499$ در پای برتر و غیربرتر دارد. به دنبال خستگی عضلات تنه در پای برتر، حداکثر نیروی داخلی افزایش پیدا کرد ($p = 0/001$). در پای غیر برتر، در حداکثر نیروی خارجی ($p = 0/003$)، حداکثر نیروی ترمزی ($p = 0/017$) و حداکثر گشتاور آزاد اداکتوری ($p = 0/001$) کاهش و در ایمپالس داخلی - خارجی افزایش مشاهده شد ($p = 0/005$) (جدول ۱ را ببینید).



نمودار ۱. مقایسه متغیرهای نیروهای عکس العمل عمودی زمین بین دو پای برتر و غیربرتر در پیش آزمون. * نشان دهنده وجود اختلاف معنادار در سطح ۰/۰۵ p = است.

جدول ۱. مقایسه متغیرهای نیروی عکس العمل زمین پای برتر و غیربرتر بین دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون

پارامترها	سمت	قبل از خستگی	بعد از خستگی	درصد تغییرات	۹۵ درصد فاصله اطمینان حد پایین حد بالا	اندازه اثر	اندازه t	Sig Tukey
حداکثر نیروی خارجی	برتر	۰/۱۷ ± ۰/۰۶	۰/۱۸ ± ۰/۰۷	٪ ۶/۲	-۰/۰۴۲ ۰/۰۲۳	۰/۱۰۳	۰/۵۶۶۲	۰/۹۴۱
غیر برتر	غیر برتر	۰/۱۷ ± ۰/۰۵	۰/۱۴ ± ۰/۰۵	٪ -۱۷/۶	۰/۰۱۱ ۰/۰۳۷	۰/۷۰۶	۳/۸۶۸	*۰/۰۰۳
حداکثر نیروی ترمزی	برتر	۰/۵۱ ± ۰/۱۰	۰/۵۱ ± ۰/۱۴	٪ ۰	-۰/۰۴۲ ۰/۰۴۷	۰/۰۲۱	۰/۱۱۵	۰/۹۹۹
غیر برتر	غیر برتر	۰/۴۹ ± ۰/۱۱	۰/۴۵ ± ۰/۰۸	٪ -۸/۱	۰/۰۱۴ ۰/۰۶۷	۰/۵۸۴	۳/۲۰۱	*۰/۰۱۷
حداکثر نیروی عمودی	برتر	۲/۲۵ ± ۰/۲۳	۲/۲۵ ± ۰/۳۵	٪ ۰	-۰/۱۲۱ ۰/۱۲۵	۰/۰۰۴	۰/۰۲۵۳	۱
غیر برتر	غیر برتر	۲/۱۵ ± ۰/۳۶	۲/۰۷ ± ۰/۳۲	٪ -۳/۷	-۰/۰۲۰ ۰/۱۷۲	۰/۲۹	۱/۶۱۲۳	۰/۳۸۸
حداکثر نیروی داخلی	برتر	-۰/۰۸ ± ۰/۰۳	-۰/۱۰ ± ۰/۰۳	٪ ۲۷/۵	۰/۰۱۳ ۰/۰۳۱	۰/۹۵۴	۵/۲۲۸	*۰/۰۰۱
غیر برتر	غیر برتر	-۰/۰۶ ± ۰/۰۴	-۰/۰۹ ± ۰/۰۳	٪ ۲/۸	-۰/۰۱۱ ۰/۰۱۷	۰/۰۷۶	۰/۴۱۷	۰/۹۷۵
حداکثر نیروی محرکه	برتر	-۰/۲۷ ± ۰/۰۴۲	-۰/۲۹ ± ۰/۰۵	٪ ۷/۴	-۰/۰۰۵ ۰/۰۴۳	۰/۲۹۴	۱/۶۱۱	۰/۳۸۸
غیر برتر	غیر برتر	-۰/۱۹ ± ۰/۰۴	-۰/۱۹ ± ۰/۰۵	٪ ۰/۰۴	-۰/۰۲۹ ۰/۰۱۴	۰/۱۳۴	۰/۷۳۴	۰/۸۸۳
ایمپالس داخلی - خارجی	برتر	۵/۳۱ ± ۲/۱۶	۷/۳۲ ± ۳/۳۹	٪ ۳۷/۸	-۳/۸۴ ۰/۰۰۸	۰/۴۷۰	۲/۵۷۲	۰/۰۷۰
غیر برتر	غیر برتر	۵/۰۷ ± ۳/۳۹	۷/۳۸ ± ۲/۷۹	٪ ۴۵/۵	-۳/۵۹ -۱/۰۳۵	۰/۶۷۶	۳/۷۰۲	*۰/۰۰۵
ایمپالس قدامی - خلفی	برتر	۱۹/۵۹ ± ۷/۷۱	۲۴/۴۰ ± ۱۵/۰۷	٪ ۲۴/۵	-۱۱/۸۵ ۲/۲۳۵	۰/۲۵۵	۱/۳۹۶	۰/۵۱۲
غیر برتر	غیر برتر	۲۰/۲۲ ± ۷/۴۹	۲۳/۴۰ ± ۸/۱۷	٪ ۱۵/۲	-۵/۶۹ ۰/۰۲۶	۰/۴۷۴	۲/۵۹۵	۰/۰۶۶
ایمپالس عمودی	برتر	۱۸۷/۶۳ ± ۳۰/۰۴	۲۱۶/۲۲ ± ۱۰۰/۵	٪ ۱۵/۲	-۶۷/۴ ۱۰/۱۹	۰/۲۷۵	۱/۵۰۸	۰/۴۴۶
غیر برتر	غیر برتر	۱۹۴/۲۵ ± ۶۱/۵۵	۲۲۰/۹ ± ۶۵/۸۲	٪ ۱۳/۷	-۴۲/۵ ۴/۷۵	۰/۴۵۴	۲/۴۸۹	۰/۰۸۳
	برتر	۰/۱۵ ± ۰/۰۶	۰/۱۴ ± ۰/۰۳	٪ -۶/۶	-۰/۰۰۴ ۰/۰۲۸	۰/۲۷۴	۱/۵۰۲	۰/۴۵۰

حداکثر گشتاور آزاد/اداکتوری	غیر برتر	0.069 ± 0.03	0.068 ± 0.03	۱/۴ - %	-0.011	0.014	0.036	0.198	0.997
حداکثر گشتاور	برتر	-0.089 ± 0.04	-0.10 ± 0.03	۱۲/۳۵ %	-0.008	0.030	0.208	$1/14$	0.670
آزاد/اداکتوری	غیر برتر	-0.118 ± 0.05	-0.115 ± 0.05	۱۶/۶۶ %	-0.037	-0.018	$1/109$	$6/07$	0.001^*

* واحد حداکثر نیروها (نیوتن بر کیلوگرم)، واحد ایمپالس (نیوتن بر وزن بدن ثانیه) و واحد گشتاور آزاد (نیوتن متر بر وزن بدن) است.

بحث

هدف اصلی مطالعه حاضر تعیین اثر خستگی عضلات تنه بر ویژگی‌های نیروهای عکس‌العمل زمین بر دو اندام برتر و غیربرتر دوندگان تازه کار بود. نتایج نشان داد که خستگی عضلات تنه اثرات متفاوتی روی ویژگی‌های نیروهای عکس‌العمل زمین وارد بر اندام‌های برتر و غیربرتر دارد. این یافته نشان‌دهنده تغییر مکانیک دویدن و اندام تحتانی پس از خستگی عضلات تنه می‌باشد که با سایر مطالعات در این زمینه هم‌سو است (۴,۹). عسگری و اسماعیلی تغییراتی را در الگوی توزیع فشار کف پای و زاویه پیش‌روی پا پس از خستگی عضلات تنه گزارش کردند (۴). در یک مطالعه شبیه سازی، گزارش شده است که ضعف عضلات تنه، مکانیک ستون فقرات را تغییر داده و بارهای وارد بر ستون فقرات را حین دویدن افزایش می‌دهد (۹). هارت و همکاران (۲۰۰۹) نشان دادند که خستگی عضلات بازکننده تنه با تغییرات سینماتیکی تنه همراه است (۵). در شرایط عادی، عضلات تنه با ویژگی‌های چرخه کشش-کوتاه شدگی مناسب می‌توانند نقش خود را به طور بهینه ایفا کنند (۳۱). اما در شرایط خستگی ویژگی‌های کشش-کوتاه شدگی بهم خورده و حساسیت رفلکس کششی کاهش می‌یابد (۳۱). علاوه بر این، اختلال در عملکرد عضلات تنه، مانند شرایط خستگی، توانایی آنها در ایجاد یک پایه قوی برای جذب ضربه و ایجاد و انتقال گشتاور از اندام تحتانی حین دویدن را به خطر می‌اندازد (۳۲). این یافته‌ها نشان می‌دهد که در حالت خستگی، عضلات تنه نمی‌توانند وظایف خود را به درستی انجام دهند و این امر با نقص در مکانیک دویدن همراه می‌شود و در نهایت سبب ایجاد تغییراتی در دویدن می‌شود. در مقایسه بین دو اندام در شرایط قبل از خستگی عضلات تنه، نتایج مطالعه حاضر نشان داد که پای برتر و غیربرتر ویژگی‌های متفاوتی در نیروهای عکس‌العمل زمین از خود به نمایش می‌گذارند. پای برتر مقادیر حداکثر نیروی پیش‌ران و حداکثر گشتاور آزاد اداکتوری بزرگتری را نسبت

به پای غیربرتر نشان داد، درحالی‌که پای غیربرتر مقادیر بزرگتری را در مولفه‌های حداکثر نیروی داخلی و حداکثر گشتاور آزاد اداکتوری از خود به نمایش گذاشت. این یافته به خوبی با یافته‌های مطالعات قبلی که نشان دهنده نقش متفاوت پای برتر و غیربرتر حین دویدن است مطابقت دارد. تحقیقات نشان داده اند که حین دویدن، هر یک از اندام‌های برتر و غیربرتر وظایف متفاوتی دارند. در این میان، اندام برتر در درجه اول مسئول تحرک است، در حالی که اندام غیربرتر سبب ایجاد ثبات و پایداری می‌شود (۳۳). بیشتر بودن نیروی پیش‌ران در پای برتر به خوبی نمایانگر نقش پای برتر در ایجاد تحرک و بیشتر بودن نیروی داخلی در پای غیربرتر به خوبی نشان دهنده نقش پای غیربرتر در حفظ ثبات و پایداری حین دویدن است (۳۳).

نتایج مطالعه ما نشان داد که خستگی عضلات تنه، باعث ایجاد تغییرات متفاوتی در ویژگی‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در پای برتر و غیربرتر می‌شود. در پای برتر، خستگی عضلات تنه سبب افزایش اوج نیروی داخلی شده و در پای غیربرتر، خستگی عضلات تنه سبب افزایش ایمپالس داخلی-خارجی و کاهش حداکثر نیروی خارجی، حداکثر نیروی ترمزی و حداکثر گشتاور آزاد منفی می‌شود. افزایش بار حین دویدن، بارگذاری تجمعی اندام تحتانی را افزایش می‌دهد (۳۴). با توجه به ماهیت تکراری و طولانی مدت دویدن، این افزایش بارگذاری می‌تواند منجر به خطر بیشتر استرس فراکچر و سندروم استفاده بیش از حد^۱ شود (۳۱). افزایش در نیروی عکس‌العمل داخلی با آسیب‌های ناشی از دویدن همراه است. نیروی عکس‌العمل داخلی زمین می‌تواند سبب افزایش ریسک آسیب‌هایی مانند سندرم درد کشکی رانی، سندرم ایلئوتیبیال باند و آسیب‌های پرکاری در اندام تحتانی دوندگان شود (۳۵). با این حال، افزایش نیروی داخلی می‌تواند به عنوان یک مکانیزم جبرانی نیز در نظر گرفته شود. نشان داده شده است که افزایش نیروی داخلی می‌تواند نشان دهنده افزایش پایداری و کنترل حین فاز استانس دویدن

¹. Overuse

ضعف عضلات تنه باعث افزایش ریسک ابتلا به آسیب‌های پرکاری دوییدن می‌شود. از این‌رو، توصیه می‌شود برای کاهش ریسک ابتلا به آسیب‌های ناشی از دوییدن به تقویت عضلات تنه و افزایش استقامت آنها توجه ویژه‌ای مبذول شود.

مطالعه حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که ما را در تعمیم نتایج با مشکل مواجه می‌سازد. نبود شرایط کنترل که ما را در نسبت دادن تغییرات مشاهده شده به خستگی عضلات تنه باز می‌دارد. وجود خستگی غیرموضعی که می‌تواند روی نتایج به دست آمده اثرگذار باشد (۴۳).

نتیجه‌گیری

با توجه به یافته‌های این مطالعه می‌توان نتیجه گرفت که خستگی عضلات تنه بر ویژگی‌های نیروهای عکس‌العمل پاهای برتر و غیر برتر به طور متفاوتی تأثیر می‌گذارد. این تغییرات متفاوت می‌تواند در هر یک از اندام‌های برتر و غیربرتر ریسک ابتلا به آسیب‌های ناشی از دوییدن را افزایش دهد. به مربیان ورزشی توصیه می‌شود برای کاهش ریسک ابتلا به آسیب‌های ناشی از دوییدن به تقویت قدرت عضلات تنه بپردازند. به محققین بعدی پیشنهاد می‌شود که در مطالعات خود به برتریت اندام توجه داشته باشند.

کاربرد بالینی

با توجه به یافته‌های این مطالعه می‌توان نتیجه گرفت که خستگی عضلات تنه بر ویژگی‌های نیروهای عکس‌العمل پاهای برتر و غیر برتر به طور متفاوتی تأثیر می‌گذارد. این تغییرات متفاوت می‌تواند در هر یک از اندام‌های برتر و غیربرتر ریسک ابتلا به آسیب‌های ناشی از دوییدن را افزایش دهد.

ملاحظات اخلاقی

این مطالعه زیر نظر کمیته اخلاق دانشگاه اصفهان با کد (IR.UI.REC.1401.041) انجام شد.

حمایت مالی

در این تحقیق هیچ گونه حمایت مالی از هیچ سازمانی دریافت نشده است.

نقش نویسندگان

در تحقیق حاضر تمامی نویسندگان دارای سهم یکسانی در مفهوم سازی، روش شناسی، بررسی، نگارش، گردآوری و

باشد (۳۶-۳۸). این امر به طور خاصی برای حفظ تعادل و جلوگیری از حرکات به سمت خارج که می‌تواند سبب افتادن یا آسیب شود مهم است (۳۸).

در پای غیربرتر، نتایج نشان داد که پس از خستگی عضلات تنه ایمپالس داخلی-خارجی افزایش داشته، ولی حداکثر نیروی خارجی، حداکثر نیروی ترمزی و گشتاور آزاد منفی کاهش پیدا می‌کند. ایمپالس دوییدن به حاصل ضرب نیرو و زمانی که این نیرو در طول گام دوییدن اعمال می‌شود اشاره دارد. به بیان ساده، این عبارت به مجموع نیروهایی که پای دهنده در هنگام تماس با زمین اعمال می‌کند، ضرب در مدت زمان این تماس گفته می‌شود. ایمپالس دوییدن معمولاً برای تحلیل بیومکانیک دوییدن و درک چگونگی توزیع نیروها در طول گام دوییدن استفاده می‌شود (۳۹،۴۰). افزایش ایمپالس داخلی-خارجی می‌تواند با ریسک آسیب‌های ناحیه مچ پا و زانو همراه باشد (۴۱). نشان داده شده است که علیرغم نداشتن ارتباط بین افزایش ایمپالس داخلی-خارجی با نیروهای عکس‌العمل زمین، افزایش ایمپالس داخلی-خارجی در نحوه توزیع نیروهای عکس‌العمل در مرحله استانس دوییدن تأثیر دارد (۳۵). نیروی عکس‌العمل خارجی در حفظ تعادل و پایداری حین فاز استانس دوییدن نقش مهمی بازی می‌کند. کاهش در نیروی عکس‌العمل خارجی زمین می‌تواند منجر به کاهش پایداری، افزایش ناپایداری خارجی و خطر افتادن شود. با این حال، کاهش حداکثر نیروی ترمزی و اوج گشتاور آزاد منفی در پای غیر برتر ممکن است خطر بروز آسیب ناشی از دوییدن را کاهش دهد (۳۵). طی مطالعه حاضر، پس از خستگی عضلات تنه، حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در پای برتر و غیربرتر تغییر پیدا نکرد. نشان داده شده است که هریک از اندام‌ها حین دوییدن یک مقدار بهینه بارگیری دارند (۴۲). افراد سعی دارند تا با ایجاد تغییرات جبرانی در اندام تحتانی این مقدار بهینه را حفظ کنند. به نظر می‌رسد که تاثیرگذاری متفاوت خستگی عضلات تنه روی ویژگی‌های نیروهای عکس‌العمل زمین، ناشی از تلاش متفاوت و سازگاری‌های متفاوت برای حفظ مقدار بارگیری بهینه در دو اندام برتر و غیربرتر باشد. با توجه به یافته‌های مطالعه حاضر که نشان داد خستگی عضلات تنه سبب تغییر الگوهای نیروهای عکس‌العمل زمین می‌شود و این تغییرات سبب افزایش ریسک ابتلا به آسیب‌های ناشی از دوییدن می‌شود، می‌توان بیان کرد که

تحلیل داده ها داشتند.

تمامی شرکت کنندگان در مطالعه حاضر تقدیر به عمل می آید.

تشکر و قدردانی

این مقاله مستخرج از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم فائزه راغبی قهدریجانی و به راهنمایی دکتر حامد اسماعیلی و مشاوره دکتر فاطمه سالاری اسکر است. بدینوسیله از

تضاد منافع

نویسندگان مقاله اعلام می دارند که هیچ گونه تضاد منافی در این مطالعه وجود ندارد.

References

1. Dempster J, Dutheil F, Ugbole UC. The Prevalence of Lower Extremity Injuries in Running and Associated Risk Factors: A Systematic Review. *Physical Activity & Health* (2515-2270). 2021;5(1).
2. Buist I, Bredeweg SW, Bessem B, Van Mechelen W, Lemmink KAPM, Diercks RL. Incidence and risk factors of running-related injuries during preparation for a 4-mile recreational running event. *Br J Sports Med*. 2010;44(8):598–604.
3. Behm DG, Cappa D, Power GA. Trunk muscle activation during moderate-and high-intensity running. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. 2009;34(6):1008–16.
4. Askari Z, Esmaeili H. Effect of trunk muscles fatigue on plantar pressure distribution in novice runners. *J Biomech* [Internet]. 2021;122:110487.
5. Hart JM, Kerrigan DC, Fritz JM, Ingersoll CD. Jogging Kinematics After Lumbar Paraspinal Muscle Fatigue. *J Athl Train* [Internet]. 2009;44(5):475–81. Available from: <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.5.475>
6. Teng HL, Powers CM. Hip-Extensor Strength, Trunk Posture, and Use of the Knee-Extensor Muscles During Running. *J Athl Train*. 2016 Jul;51(7):519–24.
7. Moore IS, Jones AM, Dixon SJ. Reduced oxygen cost of running is related to alignment of the resultant GRF and leg axis vector: A pilot study. *Scand J Med Sci Sports*. 2016;26(7):809–15.
8. La Scala Teixeira C V, Evangelista AL, Novaes JS, Da Silva Grigoletto ME, Behm DG. “You’re only as strong as your weakest link”: a current opinion about the concepts and characteristics of functional training. *Front Physiol*. 2017;8:643.
9. Raabe ME, Chaudhari AMW. Biomechanical consequences of running with deep core muscle weakness. *J Biomech* [Internet]. 2018;67:98–105. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929017306929>
10. Drum SN, Rappelt L, Donath L. Trunk and Upper Body Fatigue Adversely Affect Running Economy: A Three-Armed Randomized Controlled Crossover Pilot Trial. *Sports* (Basel). 2019 Aug;7(8).
11. Burgess TL, Lambert MI. The effects of training, muscle damage and fatigue on running economy: review article. *International SportMed Journal* [Internet]. 2010;11(4):363–79. Available from: <https://journals.co.za/doi/abs/10.10520/EJC48402>
12. Bucher E, Sandbakk Ø, Donath L, Roth R, Zahner L, Faude O. Exercise-induced trunk fatigue decreases double poling performance in well-trained cross-country skiers. *Eur J Appl Physiol*. 2018 Oct;118(10):2077–87.
13. Vuillerme N, Anziani B, Rougier P. Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults. *Clinical Biomechanics*. 2007;22(5):489–94.
14. Esmaeili H, Askari Z. Effect of Trunk Muscles Fatigue on the Trajectory of Center of Pressure During Walking. *Sport Medicine Studies*. 2021; 12 (28): 183-202. (In Persian).
15. Gijon-Nogueron G, Fernandez-Villarejo M. Risk factors and protective factors for lower-extremity running injuries: a systematic review. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2015;105(6):532–40.
16. Yalfani A, Ahmadi M. Patients with patellofemoral pain exhibiting decrease vertical ground reaction force compared to healthy individuals during weight bearing tasks: A systematic reviews and meta-analysis. *Iran J Public Health*. 2023;52(2):254.
17. Ferber R, Davis IM, Hamill J, Pollard CD, McKeown KA. Kinetic variables in subjects with previous lower extremity stress fractures. *Med Sci Sports Exerc*. 2002;34(5):S5.
18. Napier C, MacLean CL, Maurer J, Taunton JE, Hunt MA. Kinetic risk factors of running-related injuries in female recreational runners. *Scand J Med Sci Sports*. 2018;28(10):2164–72.

19. Van der Worp H, Vrielink JW, Bredeweg SW. Do runners who suffer injuries have higher vertical ground reaction forces than those who remain injury-free? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2016;50(8):450–7.
20. Arnold MJ, Moody AL. Common running injuries: evaluation and management. *Am Fam Physician*. 2018;97(8):510–6.
21. Gao Z, Mei Q, Xiang L, Baker JS, Fernandez J, Gu Y. Effects of limb dominance on the symmetrical distribution of plantar loading during walking and running. *Proc Inst Mech Eng P J Sport Eng Technol*. 2022;236(1):17–23.
22. Négyesi J, Petró B, Salman DN, Khandoker A, Katona P, Wang Z, et al. Biosignal processing methods to explore the effects of side-dominance on patterns of bi-and unilateral standing stability in healthy young adults. *Front Physiol*. 2022;13:965702.
23. Zifchock RA, Davis I, Hamill J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *J Biomech*. 2006;39(15):2792–7.
24. Anbarian M, Esmaeili H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. *Gait Posture* [Internet]. 2016;48:52–6. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636216300467>
25. Hamzavi B, Esmaeili H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in runners with different strike types. *Gait Posture*. 2021;88:132–7.
26. Elias LJ, Bryden MP, Bulman-Fleming MB. Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. *Neuropsychologia*. 1998;36(1):37–43.
27. Carey DP, Smith DT, Martin D, Smith G, Skriver J, Rutland A, et al. The bi-pedal ape: Plasticity and asymmetry in footedness. *cortex*. 2009;45(5):650–61.
28. Alipour A, Aghaheriss M. The Conformity between Handedness and Footedness among Iranian Nations. *Journal of Modern Psychological Researches*. 2012;7(26):105–26.
29. Abt JP, Smoliga JM, Brick MJ, Jolly JT, Lephart SM, Fu FH. Relationship between cycling mechanics and core stability. *J Strength Cond Res*. 2007 Nov;21(4):1300–4.
30. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. Academic press; 2013.
31. Komi P V. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J Biomech*. 2000 Oct;33(10):1197–206.
32. Behm DG, Anderson KG. The role of instability with resistance training. *J Strength Cond Res*. 2006 Aug;20(3):716–22.
33. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture*. 2000;12(1):34–45.
34. Nagel A, Fernholz F, Kibele C, Rosenbaum D. Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: A barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait Posture* [Internet]. 2008;27(1):152–5. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636207000094>
35. Morley JB, Decker LM, Dierks T, Blanke D, French JA, Stergiou N. Effects of varying amounts of pronation on the mediolateral ground reaction forces during barefoot versus shod running. *J Appl Biomech*. 2010;26(2):205–14.
36. Yiou E, Caderby T, Delafontaine A, Fourcade P, Honeine JL. Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. *World J Orthop*. 2017;8(11):815.
37. Tang YW, Murai A, Hobara H. Mediation of the mediolateral ground reaction force profile to maintain straight running among unilateral transfemoral amputees. *Sci Rep*. 2023;13(1):7823.
38. Shih Y, Ho KY. Lower Extremity Support Moment and Distribution of Joint Moments during Sloped Running. *J Sports Sci Med*. 2023;22(1):111.
39. Van Oeveren BT, de Ruiter CJ, Beek PJ, van Dieën JH. The biomechanics of running and running styles: a synthesis. *Sports Biomech*. 2024;23(4):516–54.
40. Yalfani A, Ahmadi M, Asgarpour A. The effect of kinetic factors of dynamic knee valgus on patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. *J Bodyw Mov Ther*. 2024;37:246–53.
41. McClay IS, Cavanagh PR. Relationship between foot placement and mediolateral ground reaction forces during running. *Clinical Biomechanics*. 1994;9(2):117–23.
42. McNair PJ, Marshall RN. Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes. *Br J Sports Med*. 1994 Dec;28(4):256–60.
43. Halperin I, Chapman DW, Behm DG. Non-local muscle fatigue: effects and possible mechanisms. *Eur J Appl Physiol* [Internet]. 2015;115(10):2031–48. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3249-y>