Arch Scientific Journal of Rehabilitation Medicine

June, July 2021 Vol 10. Num 2

Research Paper

Effect of Surface Type on Impact Force, Loading Rate, and Free Moment during Stance Phase of Running

Mohamadbagher Mohamadpanah[1], *Seyyed Esmaeil Hoseininejad[1], Fatemeh Salari Esker[1]

1. Department of Sport Biomechanics and Motor Behavior, Faculty of Sport Sciences, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Mohamadpanah M, Hoseininejad S, Salari Esker F. [Effect of Surface Type on Impact Force, Loading Rate, and Free Moment during Stance Phase of Running (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2021; 10(2):234-245. https:// dx.doi.org/10.22037/jrm.2020.113485.2377

http://dx.doi.org/10.22037/jrm.2020.113485.2377

CC BY NC

Received: 11 Apr 2020

Accepted: 09 Jun 2020

Available Online: 01 Jun 2021

Keywords:
Sand, Artificial turf, Polyvinyl chloride, Loading rate, Free moment

ABSTRACT

Background and Aims More than 60 % of runners suffer from overuse injuries each year. Exercise and Running surfaces can prevent injuries and/or improve performance. The present study aims to investigate the effect of three types of running surfaces (Polyvinyl Chloride (PVC), artificial turf, and sand) on the Ground Reaction Force (GRF) components in the stance phase of running.

Methods Impact force, loading rate, and free moment of 15 men were recorded while running barefoot on three PVC, artificial turf, and sand surfaces at a speed of 3±0.2 m/s (Average of 5 correct attempts). Comparison between different conditions was performed using repeated measures ANOVA and Bonferroni's Post-Hoc Test.

Results The sand surface significantly reduced the impact force compared to the PVC and artificial turf. Both sand and artificial turf caused a significant reduction in the force loading rate compared to the PVC surface. The second peak of vertical GRF (propulsive force) increased at sand (P=0.001) and artificial turf (P=0.005) surfaces compared to the PVC surface. Moreover, the sand surface reduced adductor torque compared to the PVC (P<0.001) and artificial turf (P=0.003) surfaces, while the artificial turf reduced abductor torque compared to the PVC surface (P=0.011).

Conclusion Sand is a safer surface for preventing running injuries due to eliminating impact force, reducing loading rate, and having high shock absorption. Training on a sand surface may improve performance on harder surfaces.

Extended Abstract

1. Introduction

Running is one of the most common health activities with high accessibility and low cost. However, as a result of increased participation and due to the repetitive nature of running, overuse running injuries are common. A review of various epidemiological studies showed that approximately 60% of runners suffer from overuse injuries each year [1]. Numerous factors such as repetitive loading, foot-ground impact forces, footwear during running, anatomical features, training errors, chronic injuries, and running surfaces have been investigated in relation to running injuries [2]. A change in the nature or material of the surface causes a change in the type and prevalence of running injuries.

Today, various surfaces are used in research, training and recreational sports. Softer running surfaces such as sand, wood and natural grass have less impact force than harder surfaces such as asphalt and cement [3, 4]. This is while most sports activities are done on surfaces such as artificial

* *Corresponding Author:*

Seyyed Esmaeil Hoseininejad, PhD.

Address: Department of Sport Biomechanics and Motor Behavior, Faculty of Sport Sciences, University of Mazandaran, Mazandaran , Iran.

Tel: +98 (11) 35302201

E-Mail: esmaeilhoseninejad@gmail.com

www.SID.ir

Table 1. Mean peak of vertical GRF components in support phase of running on PVC, sand, and artificial turf surfaces

GRF Components	Mean±SD			P		
	PVC	Sand	Artificial turf	PVC vs. sand	Artificial turf vs. sand	Artificial turf vs. PVC
Loading rate (BW/s)	81.74±18.08	31.11±17.65	27.49±23.31	<0.001*	1.000	<0.001*
Impact force (first peak)	1.26±0.22	0.00±0.00#	1.38±0.19	<0.001*	<0.001*	0.420
propulsive force (second peak), N/kg	2.20±0.21	2.34±0.19	2.30±0.21	<0.001*	0.493	<0.001*

* P<0.05.

The force of reflection on the surface of the sand has not reached its first peak.

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

turf, sand or polyvinyl chloride (PVC) surfaces. When running and the foot hits the ground, various repetitive forces are applied to the lower extremities and affect the variables of the Ground Reaction Force (GRF) that are important factors related to running injuries. Investigation of the effect of surface material on the parameters of GRF can determine the effect of each of surfaces on the probability of injury and performance improvement. The present study aims to investigate the effect of different common running surfaces (sand, artificial turf, PVC) on the variables of GRF in stance phase of running.

2. Methods

In the present study, 19 healthy male runners with regular activity were randomly selected from the available subjects. The data of 4 samples were removed from the analysis due to the noise content. Therefore, final samples included 15 healthy male runners (Mean±SD age= 25.1±2.6 years, Mean±SD height= 175.2±6.1 cm, and Mean±SD weight= 68.1±5.1 kg). The number of samples was determined using G-Power software considering a test power of 0.8. Subjects had no history of surgery, and lower limb or trunk injuries in the past 6 months. GRF components were recorded in three dimensions at a sampling rate of 1000 Hz by a 60 x 40 cm force place (Kistler, Winterthur, Switzerland). After 15 minutes of warming up and getting familiar with the surface, speed, and the place where the foot touches the ground, five correct running attempts (at a speed of 3±0.2 m/s) were recorded on each surface with bare feet. Raw kinetic data were extracted by Simi Motion software after recording. In order to eliminate possible noise, the 3D kinetic data was smoothed at a 45 Hz shear frequency by a 4th order Butterworth low-pass filter. The values of GRF components and free moment were matched based on a rate of body mass. Vertical GRF data were used to determine the support phase of running. In this regard, a 10 N force was considered as the beginning and end of the support phase. Collected data were analyzed in SPSS v.24 software. Shapiro-Wilk test was used to evaluate the normality of data distribution and repeated measures ANOVA was used to perform comparisons and Bonferroni post hoc test was used if the difference was significant. The significance level was set at 0.05.

3. Results

Table 1 shows the mean peak of vertical GRF components under three conditions (running on PVC, sand, and artificial turf surfaces). Comparison of the mean peak of GRF between PVC and sand surfaces showed a statistically significant difference in all three components of impact force, propulsive force and loading rate such that the sand surface in the component of vertical impact force peak in the heel strike phase caused a significant reduction of force values and loading rate compared to other surfaces. In comparing the mean results between the two surfaces of artificial turf and sand, a significant difference was observed in the component of impact force in the heel strike phase. This significant difference is due to the increase of impact force on the artificial turf and the elimination of impact force on the sand. No significant difference was found in the loading rate component between these two surfaces. The surface of artificial turf compared to PVC caused a significant reduction in the loading rate, but no significant difference in the impact force between these two surfaces was observed. The surfaces of artificial turf and sand increased the propulsive force compared to the PVC surface.

The results related to the comparison of free moment value in the support phase of running on three surfaces are shown in Table 2. The sand surface caused a significant decrease in the positive peak value of free moment (adductor torque) compared to PVC and artificial turf. In comparing the two surfaces of PVC and artificial turf, a decrease in the negative peak of free moment (abductor torque) was observed after running on the artificial turf. In other comparisons, no significant difference was reported in the positive and negative peaks of free moment.

www.SID.ir

Table 2. Mean of free moment (Nm/kg) in support phase of running on PVC, sand, and artificial turf surfaces

Free Moment	Mean±SD			P		
	PVC	Sand	Artificial Turf	PVC vs. Sand	Artificial turf vs. sand	Artificial turf vs. PVC
Adductor torque	0.28±0.07	0.21±0.04	0.28±0.06	<0.001*	<0.001*	1.000
Abductor torque	-0.34±0.09	-0.32±0.06	-0.28±0.08	1.000	0.175	<0.001*

Scientific Journal of Rehabilitation Medicine

* P<0.05.

4. Discussion and Conclusion

The purpose of this study was to investigate the effect of surface material on impact force, loading rate and free moment during running. The results showed that the sand surface with high shock absorption significantly reduced the impact force up to zero, compared to PVC and artificial turf surfaces. Elimination of impact force can also be due to musculoskeletal and kinematic adjustments and changes in leg stiffness. Previous studies have shown that people in the support phase have the ability to change the leg stiffness to run on different surfaces [3]. Sandy surface compared to other surfaces, changed and affected the impact force and the running pattern of subjects who had a heel-toe pattern on the other two surfaces. The running pattern of these people probably changed to chest-toe or toe-toe. Therefore, the change in the running pattern can be another reason for eliminating the impact force and thus reducing the injury caused by overuse running related to the impact force on the sand surface compared to the other two surfaces [3, 5].

The results showed that the sand surface significantly increased the propulsive force compared to the PVC surface. Hence, training on sand also improves performance and strengthens muscles. Given the impact formula (force × time) and considering the depth of the sand compared to other surfaces, in addition to the force exerted more vertically to move forward, the time of exerting force also increases. In the present study, where all subjects were tested barefoot, artificial turf and sand surfaces significantly reduced the loading rate compared to the PVC surface. A study has shown that increased force loading rate is associated with a higher prevalence of running injuries [6], and running barefoot reduces the vertical loading rate [3]. Therefore, sand due to its depth of 10 cm and high shock absorption, and artificial turf with flexibility can increase the force exertion time and reduce the force changes relative to time.

The adductor torque significantly reduced on the sand surface compared to other two surfaces. Running on the artificial turf reduced the abductor torque compared to on the PVC surface and showed the lowest abductor torque between the surfaces. In abductor torque, artificial turf and in adductor torque, sand had less friction than the PVC surface; they reduce the torsional force around the resultant GRFs in the support phase. Further studies are recommended considering more biomechanical variables such as muscle electrical activity and running kinematics.

The sand surface has the lowest impact force (zero) and loading rate compared to PVC and artificial turf surfaces. From a pathological point of view, sand is a safer surface for preventing running injuries caused by impact and loading forces (such as stress fracture and calf pain). Although training on a sandy surface causes a decrease in performance, it nevertheless strengthens the muscles and thus improves and enhances performance on other running surfaces.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved the Ethics Committee of the University of Mazandaran (Code: IR.UMZ.REC.1398.001).

Funding

This study was extracted from the MSc. thesis of first author at the Department of Sport Biomechanics and Motor Behavior, Faculty of Sport Sciences, University of Mazandaran, Mazandaran.

Authors' contributions

Conceptualization, writing – review & editing: All authors; Methodology: Mohamadbagher Mohamadpanah; Investigation: Mohamadbagher Mohamadpanah, Seyyed Esmaeil Hoseininejad; Writing – original draft: Mohamadbagher Mohamadpanah, Fatemeh Salari-Esker.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

www.SID.ir

طب توانبخشی

مقاله پژوهشی

اثر جنس سطح بر نیروی برخوردی، نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد در فاز استقرار دویدن

محمدباقر محمدپناه[۱]، *سید اسماعیل حسینی‌نژاد[۱]، فاطمه سالاری اسکر[۱]

۱. گروه بیومکانیک ورزشی و رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، مازندران، ایران.

تاریخ دریافت: ۲۳ فروردین ۱۳۹۹
تاریخ پذیرش: ۲۰ خرداد ۱۳۹۹
تاریخ انتشار: ۱۱ خرداد ۱۴۰۰

کلیدواژه‌ها:
سطح دویدن، آسیب‌های ورزشی، نرخ بارگذاری، گشتاور آزاد

چکیده

اهداف سالانه بیش از ۶۰ درصد دوندگان، آسیب‌های ناشی از پرکاری را متحمل می‌شوند. جنس سطوح تمرین و مسابقه می‌تواند باعث جلوگیری از آسیب‌های مرتبط با دویدن و یا بهبود عملکرد شود؛ بنابراین هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر سه نوع سطح رایج دویدن بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در فاز اتکای دویدن بود.

مواد و روش‌ها نیروی برخوردی، نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد پانزده آزمودنی مرد هنگام دویدن با پای برهنه روی سه سطح پلی‌وینیل کلراید (پی‌وی‌سی)، چمن مصنوعی و ماسه (میانگینی از پنج کوشش صحیح با سرعت ۰/۲±۳ متر بر ثانیه) توسط صفحه نیروسنج ثبت شد. مقایسه بین شرایط مختلف از طریق آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر و آزمون تعقیبی بونفرونی انجام شد.

یافته‌ها سطح ماسه در مقایسه با پی‌وی‌سی و چمن مصنوعی و همچنین ماسه و چمن مصنوعی در مقایسه با پی‌وی‌سی به ترتیب باعث کاهش قابل توجه نیروی برخوردی و نرخ بارگذاری نیرو شده‌اند. اوج دوم نمودار نیروی عمودی (نیروی پیشران) در سطوح ماسه (P=۰/۰۰۱) و چمن مصنوعی (P=۰/۰۰۵) در مقایسه با سطح پی‌وی‌سی افزایش یافت. علاوه بر این، سطح ماسه در مقایسه با پی‌وی‌سی (P=۰/۰۰۱) و چمن مصنوعی (P=۰/۰۰۳) گشتاور آزاد اداکتوری و چمن مصنوعی در مقایسه با پی‌وی‌سی (P=۰/۰۱۱) گشتاور آزاد ابداکتوری را کاهش داده بود.

نتیجه‌گیری نتایج تحقیق حاضر نشان داد که از لحاظ آسیب شناسی با توجه به حذف نیروی برخوردی، کاهش نرخ بارگذاری و جذب شوک بالا، ماسه سطح ایمن‌تری در برابر آسیب‌های مرتبط با دویدن است. علاوه بر این، از دیدگاه عملکرد تمرینی، تمرین روی سطح ماسه‌ای احتمالاً موجب بهبود عملکرد روی سطوح مسابقه‌ای سفت‌تر می‌شود.

مقدمه

دویدن یکی از رایج‌ترین فعالیت‌های مربوط به تندرستی با دسترسی بالا و هزینه پایین است. با وجود این، درنتیجه افزایش مشارکت و به دلیل ماهیت تکراری دویدن آسیب‌های ناشی از پرکاری در آن رایج است. در بررسی مطالعات اپیدمیولوژیک مختلف گزارش شده که تقریباً ۶۰ درصد از دونده‌ها هر سال آسیب‌های ناشی از پرکاری[۱] را متحمل می‌شوند [۱].

عوامل متعددی از قبیل بارگذاری تکراری[۲]، نیروهای برخوردی بین پا و زمین، پوشش پا[۳] هنگام دویدن، ویژگی‌های آناتومیکی، خطاهای تمرینی، آسیب‌دیدگی‌های مزمن و سطوح دویدن در رابطه با آسیب‌های دویدن بررسی قرار شده‌اند [۲].

نتیجه یک پژوهش ۲۹۱ نفری نشان داد که دویدن روی یک سطح شنی خطر نسبی آسیب بخش میانی تاندون آشیل[۴] را تا ده برابر افزایش داده است [۳]. همچنین سطح ماسه در مقایسه با شن کاهش بیشتری در نیروی برخوردی نشان داد (به ترتیب ۸۳/۸ درصد و ۷۷/۲ درصد) و نیز چمن طبیعی بیشترین کاهش نیروی برخوردی را بعد از ماسه داشت [۴].

آسیب‌های فوتبال روی چمن طبیعی و شن به ترتیب شش و سه برابر بیشتر از چمن مصنوعی گزارش شده است [۵]. نرخ

1. Overuse Injury
2. Repeated Loading
3. Footwear
4. Achilles Tendinopathy

* نویسنده مسئول:
دکتر سید اسماعیل حسینی‌نژاد
نشانی: مازندران، دانشگاه مازندران، دانشکده علوم ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی و رفتار حرکتی.
تلفن: ۳۵۳۰۲۲۰۱ (۱۱) ۹۸+
رایانامه: esmaeilhoseninejad@gmail.com

www.SID.ir

پیچ‌خوردگی‌های زانو و مچ پا در بازی روی چمن مصنوعی (به ترتیب ۰/۲۲ و ۰/۱۸ آسیب در هر بازی) در مقایسه با چمن طبیعی (به ترتیب ۰/۲۰ و ۰/۱۴ آسیب در هر بازی) به طور معناداری بیشتر بود [۶]. این نتایج نشان می‌دهد که تغییر در ماهیت یا جنس سطح باعث تغییر در نوع و شیوع آسیب می‌شود.

امروزه سطوح ورزشی گوناگونی در پژوهش‌ها، تمرینات و ورزش‌های تفریحی استفاده می‌شوند. در یک پژوهش، دونده‌ها با سرعت پنج متر بر ثانیه روی بتن و زمین مصنوعی مخصوص هاکی دویده بودند که نیروی برخوردی روی سطح بتن به طور معناداری بالاتر از سطح هاکی گزارش شد [۷].

همچنین سطوح دویدن نرم‌تر از قبیل ماسه، چوب و چمن طبیعی در مقایسه با سطوح سخت‌تر مانند آسفالت و سیمان نیروی برخوردی کمتری دارد [۸، ۹]. این در حالی است که بیشتر فعالیت‌های ورزشی روی سطوحی مانند چمن مصنوعی (فوتبال، راگبی و فوتبال آمریکایی)، ماسه (فوتبال ساحلی، هندبال ساحلی و والیبال ساحلی) و پی‌وی‌سی[5] سالنی (والیبال، هندبال، بسکتبال) انجام شده و سطوحی مانند آسفالت و بتن که در پژوهش‌ها استفاده شده است، از سطوح ورزشی رایج نیستند.

هنگام دویدن در برخورد پا با زمین، نیروهای تکراری مختلفی به اندام تحتانی وارد شده و متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین که از عوامل مهم مرتبط با آسیب‌های دویدن هستند را تحت تأثیر قرار می‌دهد. متغیرهایی از قبیل اوج نیروی برخوردی[6] و نرخ بارگذاری نیرو[7] با آسیب‌های گوناگون ناشی از پرکاری در دویدن مانند استرس فرکچر، التهاب فاشیای کف پایی و سندرم درد کشککی رانی مرتبط است [۱۰-۱۲].

برخی دیگر از آسیب‌های ناشی از پرکاری، استرس فرکچرهای پیچشی هستند که علاوه بر نیروهای عمودی و برشی، گشتاور آزاد[8] نیز در ایجاد استرس فرکچر نقش دارد [۱۳-۱۶]. با وجود این، نقش بالقوه این متغیرها در آسیب روی سطوح ورزشی رایج بررسی نشده و اثر سطوحی مانند ماسه، چمن مصنوعی و پی‌وی‌سی سالنی بر متغیرهای فوق به‌درستی مشخص نیست.

بررسی اثر جنس سطح بر پارامترهای نیروی عکس‌العمل زمین می‌تواند اثر هریک از این سطوح را بر احتمال بروز آسیب و بهبود عملکرد مشخص کند؛ از این رو، هدف پژوهش حاضر بررسی تأثیر سطوح مختلف رایج دویدن (ماسه، چمن مصنوعی، کف‌پوش پی‌وی‌سی) بر متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین در فاز استقرار دویدن است.

5. Poly Vinyl Chloride
6. Impact Force
7. Loading Rate
8. Free Moment

مواد و روش‌ها

در پژوهش حاضر، نوزده دونده مرد سالم با فعالیت منظم در رشته‌های ورزشی از قبیل دویدن، فوتبال و فوتسال به طور تصادفی از بین آزمودنی‌های در دسترس انتخاب شدند. داده‌های چهار نفر از افراد به دلیل محتوای نویزی از روند محاسبات حذف شد؛ بنابراین نمونه آماری پژوهش حاضر شامل پانزده مرد سالم با میانگین سنی ۱/۶±۲۵/۲ سال، قد ۲/۱±۱۷۵/۶ سانتی‌متر و جرم ۱/۱±۶۸/۵ کیلوگرم بوده و به طور داوطلبانه در پژوهش حاضر شرکت کردند.

تعداد نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور[9] تعیین و توان آماری ۰/۸ در نظر گرفته شد. آزمودنی‌ها سابقه جراحی، آسیب‌های اندام تحتانی و تنه را طی شش ماه گذشته نداشتند.

مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه بُعد با سرعت نمونه‌برداری هزار هرتز با دستگاه صفحه نیروسنج (Kistler، Winterthur، Switzerland، 60*40cm، 1000Hz) ثبت شد. با توجه به اینکه بسیاری از پژوهش‌ها سرعت دویدن سه متر بر ثانیه را به عنوان سرعت دویدن تفریحی عنوان کرده‌اند [۱۷]، سرعت مورد نظر در پژوهش کنونی به وسیله کرنومتر کنترل شده و برابر با ۰/۲±۳ متر بر ثانیه بود.

سطوح مورد استفاده در این پژوهش از جنس چمن مصنوعی، ماسه و پی‌وی‌سی بود که هریک از این سطوح به صورت راهرو تعبیه شده بود (تصویر شماره ۱). به منظور جلوگیری از لغزش و کاستن عوامل ایجادکننده خطا، راهروی تعبیه‌شده روی سطح زمین و صفحه نیروسنج زیر سطوح ثابت شده بود.

چمن مصنوعی استفاده‌شده در این پژوهش، از نسل سوم چمن مصنوعی با تارهای نایلونی و نسبتاً بلند است. همچنین این سطح شامل ماده انعطاف‌پذیر گراسیلیس بین تارهای خود بود. در این پژوهش سعی شده که در سرتاسر طول مسیر ماسه‌ای، به طور یکنواخت به ارتفاع حدوداً ده سانتی‌متر ماسه وجود داشته باشد تا به شرایط واقعی دویدن در سطح ماسه‌ای بسیار مشابه باشد.

علاوه بر این، سطح پی‌وی‌سی از ماده پلی‌اتیلین وینیل کلراید ساخته شده است. طرح اجرای پژوهش بدین صورت بود که پس از پانزده دقیقه گرم کردن و آشنا شدن فرد با سطح و سرعت مدنظر و همچنین محل برخورد پا، پنج کوشش صحیح دویدن (رعایت الگوی پاشنه پنجه، دویدن با سرعت ۰/۲±۳ متر بر ثانیه، تصنعی نبودن حرکت و قرارگیری صحیح و کامل پا روی صفحه نیروسنج بود) روی هر سطح با پای برهنه ثبت شد و برای پردازش داده‌ها استفاده شد.

دیتای مربوط به سطوح همه آزمودنی‌ها در سه روز مختلف

9. G-Power

www.SID.ir

تصویر ۱. سطوح مورد استفاده در پژوهش حاضر: الف) سطح پی‌وی‌سی، ب) سطح ماسه و پ) سطح چمن مصنوعی

طب‌توانبخشی

ثبت شده بود. داده‌های کینتیکی خام پس از ثبت، با نرم‌افزار Simi Motion استخراج شد. به منظور حذف نویزهای احتمالی داده‌های کینتیک سه بُعدی توسط فیلتر پایین‌گذر باتروورث درجه چهار با فرکانس برشی ۴۵ هرتز هموار شد.

مقادیر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد بر اساس نسبتی از جرم بدن همسان‌سازی شد. جهت تعیین فاز اتکای دویدن از داده‌های نیروی عکس‌العمل عمودی زمین استفاده شد، بدین صورت که مقدار نیروی ۱۰ نیوتن به عنوان ابتدا و انتهای فاز اتکا در نظر گرفته شده بود.

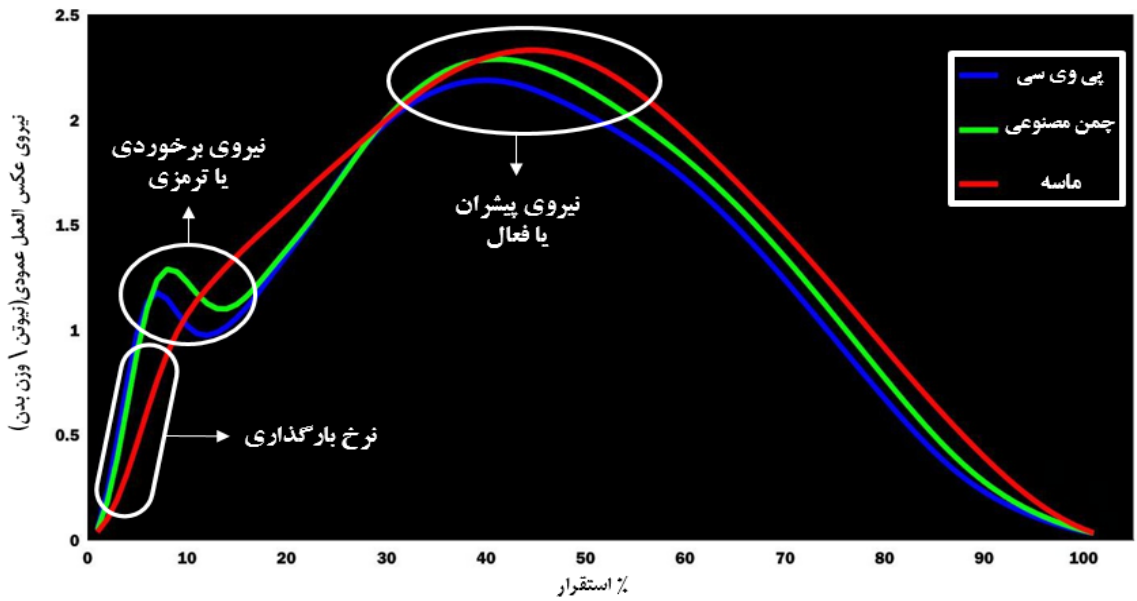
برای متغیرهای نیروی عمودی عکس‌العمل زمین مؤلفه‌های عمودی اوج نیروی عمودی در لحظه تماس پاشنه (نیروی برخوردی) و اوج نیروی اعمال‌شده هنگام پیشروی (نیروی پیشران) و نرخ بارگذاری استخراج شد. همچنین مقادیر گشتاور آزاد با استفاده از داده‌های صفحه نیروسنج استخراج شده و فقط اوج مثبت و منفی آن (گشتاور اداکتوری و ابداکتوری) لحاظ شده است. تمامی محاسبات در محیط نرم‌افزار متلب[10] انجام شد.

در پژوهش حاضر، جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک و همچنین برای انجام محاسبات آماری از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر استفاده و در صورت معناداری آزمون تعقیبی بونفرونی به کار برده شد. تمامی تحلیل‌های آماری در محیط نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۴ در سطح معناداری ($P\leq ۰/۰۵$) انجام شد.

یافته‌ها

در تصویر شماره ۲، میانگین نیروی برخوردی، نرخ بارگذاری و نیروی پیشران شرکت‌کنندگان در پژوهش کنونی روی سه سطح هنگام دویدن نشان داده شده است. به منظور مقایسه واضح‌تر

10. MATLAB



تصویر ۲. نمودار نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در فاز اتکای دویدن
شامل دو اوج مثبت نیروی برخوردی و نیروی پیشران و همچنین نرخ بارگذاری نیرو است. نمودار آبی رنگ نشان‌دهنده سطح پی‌وی‌سی، سبز رنگ سطح چمن مصنوعی و قرمز رنگ سطح ماسه است.

طب‌توانبخشی

www.SID.ir

جدول ۱. مقادیر اوج نیروی برخوردی و اوج نیروی پیشران (N/kg) و نرخ بارگذاری (BW/s) نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (همسان‌سازی‌شده نسبت به وزن بدن) در سه شرایط دویدن روی سطح پی‌وی‌سی، ماسه و چمن مصنوعی طی فاز اتکای دویدن

مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل	میانگین±انحراف استاندارد			P		
	پی‌وی‌سی	ماسه	چمن مصنوعی	پی‌وی‌سی و ماسه	چمن مصنوعی و ماسه	پی‌وی‌سی و چمن مصنوعی
نرخ بارگذاری	۸۱/۷۴±۱۸/۰۸	۳۱/۱۱±۱۷/۶۵	۲۷/۴۹±۲۳/۳۱	<۰/۰۰۱*	۱/۰۰۰	<۰/۰۰۱*
نیروی برخوری (اوج اول)	۱/۲۶±۰/۲۲	۰/۰۰±۰/۰۰#	۱/۳۸±۰/۱۹	<۰/۰۰۱*	<۰/۰۰۱*	۰/۴۲۰
نیروی پیشران (اوج دوم)	۲/۲۰±۰/۲۱	۲/۳۴±۰/۱۹	۲/۳۰±۰/۲۱	<۰/۰۰۱*	۰/۴۹۳	<۰/۰۰۱*

طب‌توانبخشی

* P≤۰/۰۵

نشان‌دهنده این است که نیروی عکس‌العمل روی سطح ماسه اوج اول نداشته است.

نمودارهای نیروی عمودی عکس‌العمل سطوح مختلف محور افقی به صد نرمال شده و محور عمودی به وزن افراد نرمال شده است.

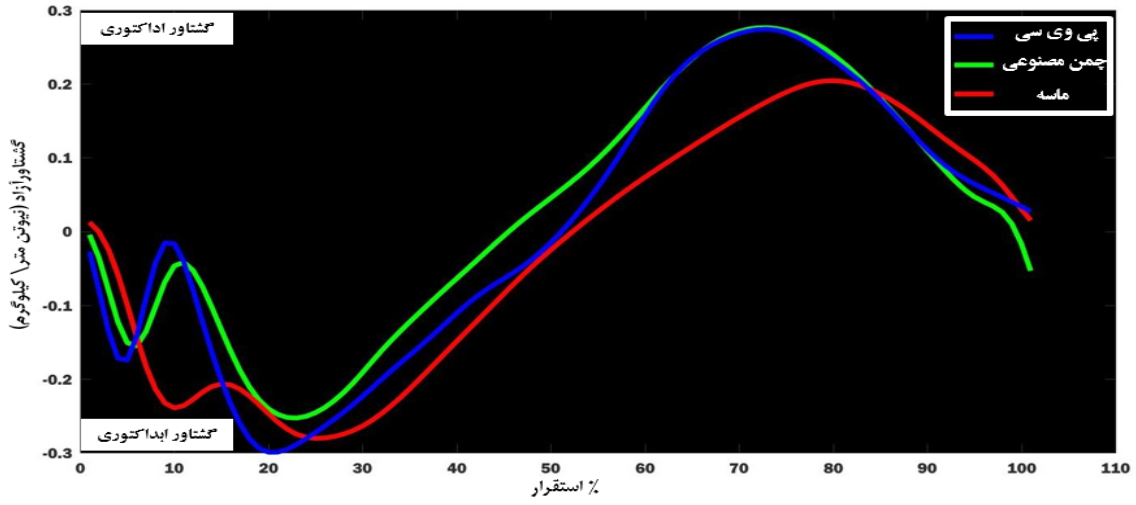
این نمودار شامل دو اوج است. اوج اول نیروی برخوردی، نیروی ترمزی یا غیرفعال و اوج دوم مربوط به نیروی پیشران، جلوبرنده یا فعال است. همچنین در ابتدای نمودار قسمتی تقریباً خطی مشاهده می‌شود که نرخ بارگذاری نیرو است. از موارد قابل توجه تصویر شماره ۲ می‌توان به حذف نیروی برخوردی و کاهش شیب نمودار مرتبط با نرخ بارگذاری نیرو روی سطح ماسه‌ای در مقایسه با دو سطح دیگر اشاره کرد.

جدول شماره ۱، میانگین اوج مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین طی سه شرایط سطح پی‌وی‌سی، ماسه و چمن مصنوعی را نشان می‌دهد.

مقایسه میانگین اوج نیروی عکس‌العمل در سطوح پی‌وی‌سی و ماسه در هر سه مؤلفه نیروی برخوردی، نیروی پیشران و نرخ بارگذاری از لحاظ آماری اختلاف معناداری نشان داده، به طوری که سطح ماسه در مؤلفه اوج نیروی برخوردی عمودی در فاز تماس پاشنه در مقایسه با سطوح دیگر سبب کاهش چشمگیر و حذف مقادیر نیرو و همچنین کاهش نرخ بارگذاری شده است.

همچنین در مقایسه نتایج میانگین بین دو سطح چمن مصنوعی و ماسه، اختلاف معناداری در نیروی برخوردی در فاز تماس پاشنه با زمین مشاهده شد. این اختلاف معنادار ناشی از افزایش نیروی برخوردی روی سطح چمن مصنوعی و حذف نیروی برخوردی روی سطح ماسه است، اما اختلاف معناداری در متغیر نرخ بارگذاری بین این دو سطح یافت نشد.

علاوه بر این، سطح چمن مصنوعی در مقایسه با سطح پی‌وی‌سی سبب کاهش معنادار در نرخ بارگذاری نیرو شده است، در مقابل تفاوت معناداری در نیروی برخوردی بین این دو سطح مشاهده نشد. در بررسی نیروی پیشران نشان داده شده است که سطح ماسه و چمن مصنوعی در مقایسه با سطح پی‌وی‌سی، موجب افزایش نیروی پیشران شده است.



طب‌توانبخشی

تصویر ۳. الگوی کلی گشتاور آزاد در فاز اتکای دویدن

منظور از گشتاور اداکتوری و ابداکتوری به ترتیب گشتاورهایی است که در برابر چرخش پا به خارج و داخل مقاومت می‌کنند. نمودار آبی رنگ نشان‌دهنده سطح پی‌وی‌سی، سبز رنگ سطح چمن مصنوعی و قرمز رنگ سطح ماسه است.

www.SID.ir

جدول ۲. مقادیر اوج گشتاور آزاد (Nm/kg) در سه شرایط دویدن روی سطوح پی‌وی‌سی، ماسه و چمن مصنوعی طی فاز اتکای دویدن ()

گشتاور آزاد	میانگین±انحراف استاندارد			P		
	پی‌وی‌سی	ماسه	چمن مصنوعی	پی‌وی‌سی و ماسه	چمن مصنوعی و ماسه	پی‌وی‌سی و چمن مصنوعی
گشتاور آزاد اداکتوری	۰/۲۸±۰/۰۷	۰/۲۱±۰/۰۴	۰/۲۸±۰/۰۶	<۰/۰۰۱*	<۰/۰۰۱*	۱/۰۰۰
گشتاور آزاد ابداکتوری	-۰/۳۴±۰/۰۹	-۰/۳۲±۰/۰۶	-۰/۲۸±۰/۰۸	۱/۰۰۰	۰/۱۷۵	<۰/۰۰۱*

* P≤۰/۰۵

طب توانبخشی

گشتاور آزاد نیز از مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین است که از طریق صفحه نیروسنج به دست می‌آید و گشتاور حول مکان برآیند نیروی عکس‌العمل هنگام تماس کامل پا با زمین و حاصل اصطکاک بین پا و زمین است.

مطابق قرارداد قسمت مثبت این نمودار نشان‌دهنده گشتاور مثبت و اداکتوری است که از چرخش پنجه پا به خارج جلوگیری می‌کند و قسمت منفی این نمودار نشان‌دهنده گشتاور منفی و ابداکتوری است که در برابر پیچش پا به داخل مقاومت می‌کند.

گشتاور آزاد یکی از مؤلفه‌های اصلی بارگذاری در صفحه افقی (هوریزانتال) است. در تصویر شماره ۳، الگوی گشتاور آزاد شرکت‌کنندگان در این پژوهش روی سه سطح هنگام دویدن نشان داده شده است.

مطابق این نمودار، گشتاور ابداکتوری روی سطح چمن مصنوعی هنگام برخورد پاشنه به سطح مورد نظر و گشتاور اداکتوری روی سطح ماسه‌ای هنگام پیشروی در مقایسه با سطوح دیگر کاهش یافته است.

در جدول شماره ۲، نتایج مربوط به مقایسه متغیر گشتاور آزاد در فاز اتکای دویدن روی سه سطح مدنظر است. سطح ماسه در مقایسه با سطح پی‌وی‌سی و چمن مصنوعی سبب کاهش معنادار مقدار اوج مثبت گشتاور آزاد (گشتاور اداکتوری) شده بود.

همچنین در مقایسه بین دو سطح پی‌وی‌سی و چمن مصنوعی، کاهش اوج منفی گشتاور آزاد (گشتاور ابداکتوری) در سطح چمن مصنوعی مشاهده شده بود، اما در بررسی‌های دیگر اختلاف معناداری در اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد نشان داده نشد.

بحث

هدف پژوهش حاضر، بررسی اثر جنس سطح بر نیروی برخوردی، نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد طی دویدن بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در مقایسه سطح پی‌وی‌سی و ماسه و همچنین چمن مصنوعی و ماسه، سطح ماسه‌ای با خاصیت جذب شوک بالا باعث کاهش معناداری در نیروی برخوردی شده است، به طوری که نیروی برخوردی را حذف و به صفر رسانده است.

حذف نیروی برخوردی می‌تواند ناشی از تعدیل‌های اسکلتی عضلانی، کینماتیکی و تغییر دادن سفتی ساق نیز باشد. پژوهش‌های گذشته بیان کرده‌اند که افراد در فاز اتکا، توانایی تغییر سفتی ساق پا برای دویدن روی سطوح مختلف را دارند [۱۸، ۱۹، ۸].

در تأیید یافته‌های تحقیق حاضر، پژوهشی که اوج نیروی عکس‌العمل زمین هنگام تماس با زمین و سفتی ساق را هنگام دویدن روی سطوح دارای سفتی متفاوت بررسی کرد، مشخص شد که دونده‌ها برای دست‌یابی به یک سفتی عمودی مؤثر (تعامل بین سفتی سطح و سفتی ساق)، سفتی اندام تحتانی خود را تغییر می‌دهند؛ بنابراین حذف نیروی برخوردی روی سطح ماسه‌ای ممکن است ناشی از تغییرات سفتی اندام تحتانی افراد باشد.

مطالعات گذشته بیان کرده‌اند که میزان نیروی برخوردی سطوح ورزشی با تغییرات الگوی حرکت دونده‌ها و اثرات سازگاری به‌وجودآمده بین سطح و ورزشکار مرتبط است [۸، ۲۰].

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که الگوی دویدن افراد روی سطح ماسه‌ای در مقایسه با سطوح دیگر، تغییر یافته و نیروی برخوردی را تحت تأثیر قرار داده است، به طوری که سطح ماسه باعث تغییر در الگوی دویدن افرادی که روی دو سطح دیگر الگوی پاشنه پنجه داشتند، شده است و احتمالاً الگوی دویدن این افراد به سینه پا پنجه یا جلوی پا تغییر یافته است.

به همین دلیل تأثیر سطح ماسه‌ای و تغییر در الگو می‌تواند یکی دیگر از دلایل حذف نیروی برخوردی و درنتیجه کاهش آسیب‌های ناشی از پرکاری مرتبط با نیروی برخوردی روی سطح ماسه در مقایسه با دو سطح دیگر شود.

از دیدگاه عملکردی نیز نشان داده شده که سطح ماسه در مقایسه با سطح پی‌وی‌سی به طور معناداری نیروی پیشران را افزایش داده است (تصویر شماره ۲). از این رو، تمرین روی این سطح موجب بهبود عملکرد و تقویت عضلات نیز می‌شود، چرا که با توجه به فرمول ضربه (نیرو زمان) و عمق داشتن سطح ماسه علاوه بر نیروی اعمال‌شده بیشتر عمودی در مقایسه با سطوح سفت‌تر برای حرکت رو به جلو، زمان اعمال نیرو نیز افزایش پیدا می‌کند.

www.SID.ir

نتیجه یک پژوهش مشابه ۲۹۱ نفری نشان داد که دویدن روی یک سطح شنی خطر نسبی آسیب بخش میانی تاندون آشیل را تا ده برابر افزایش می‌دهد [۳]. با وجود این، نتایج پژوهش حاضر نشان داد که سطح ماسه در مقایسه با دو سطح دیگر نیروی برخوردی را حذف کرده، نیروی پیشران را افزایش داده و درنتیجه موجب بهبود عملکرد ورزشکار می‌شود.

در پژوهش حاضر که همه آزمودنی‌ها با پای برهنه مورد آزمون قرار گرفته بودند، یافته‌ها نشان داد که سطوح چمن مصنوعی و ماسه در مقایسه با پی‌وی‌سی، به طور معناداری نرخ بارگذاری را کاهش داده است.

در مطالعه‌ای نشان داده شده که افزایش نرخ بارگذاری نیرو با شیوع بیشتر آسیب‌های دویدن مرتبط است [۸، ۱۰]. همچنین دویدن با پای برهنه نرخ بارگذاری عمودی را کاهش می‌دهد [۸]؛ بنابراین ماسه به دلیل عمق ۱۰ سانتی‌متری و جذب شوک بالا و چمن مصنوعی با خاصیت انعطاف‌پذیری (که ناشی از ماده گراسیلیس است) می‌تواند زمان اعمال نیرو را افزایش و تغییرات نیرو نسبت به زمان که همان نرخ بارگذاری نیرو است را کاهش دهد.

نرخ بارگذاری سطح پی‌وی‌سی در مقایسه با سطح چمن مصنوعی بیشتر بود، در حالی که سطح پی‌وی‌سی دارای اوج نیروی برخوردی کمتری در مقایسه با سطح چمن مصنوعی بوده است.

مطالعات گذشته تأیید کرده‌اند که افراد در پاسخ به تغییر سطوح مختلف هنگام دویدن، به طور فعال از مکانیسم‌های جبرانی برای تغییر عملکرد اندام خود استفاده کرده‌اند [۲۱، ۲۲، ۸]، با این حال، این امکان وجود دارد که تغییرات کینماتیکی یک تعدیل مکانیکی غیرفعال در پاسخ به سطوح متفاوت باشد.

افراد، احتمالاً هنگام دویدن روی سطوح از مکانیسم‌های جبرانی برای سازگاری با سطوح استفاده کرده‌اند، به طوری که به محض برخورد پاشنه با سطوح سفت‌تر احتمالاً از تعدیل مکانیکی یا کینماتیکی استفاده کرده و باعث کاهش اوج نیروی برخوردی در فاز تماس پاشنه با سطح مورد نظر شده است.

این نتایج نشان می‌دهد که سطوح سفت‌تر مانند پی‌وی‌سی در مقایسه با سطوحی با سفتی کمتر مانند چمن مصنوعی و ماسه باعث افزایش نرخ بارگذاری و به دلیل انقباضات و بارگذاری‌های مکرر روی یک بافت خاص (مانند بافت عضلانی) برای تعدیل حرکت احتمالاً موجب شیوع بیشتر آسیب‌های ناشی از پرکاری در دویدن می‌شود [۱۰-۱۲].

بنابراین ادبیات پژوهشی نشان می‌دهد که سطح ماسه ممکن است برخی آسیب‌ها مانند التهاب نیام کف پایی یا تاندونیت آشیل را افزایش دهد [۳]، اما به طور کلی با حذف نیروی برخوردی و کاهش نرخ بارگذاری می‌تواند از بروز آسیب‌هایی مانند استرس فرکچر و سندرم درد کشککی رانی پیشگیری کند. درنتیجه، سطح ماسه در مقایسه با دو سطح دیگر سطحی مطمئن و ایمن‌تری برای دویدن است. گشتاور آزاد، گشتاور حول محور عمودی ناشی از اصطکاک بین پا و زمین در طول فاز اتکاست [۱۴] و احتمالاً با تغییر در جنس، اصطکاک سطح و به دنبال آن گشتاور آزاد نیز تحت تأثیر قرار می‌گیرد.

نتایج پژوهش کنونی نشان داد که گشتاور آزاد اداکتوری (تصویر شماره ۳) روی سطح ماسه در مقایسه با دو سطح دیگر به طور معناداری کاهش یافته است. علاوه بر این، سطح چمن مصنوعی در مقایسه با سطح پی‌وی‌سی گشتاور آزاد ابداکتوری (تصویر شماره ۳) را کاهش داده است و نیز دارای کوچک‌ترین گشتاور آزاد ابداکتوری بین سطوح است.

یافته‌ها نشان می‌دهد در گشتاور آزاد ابداکتوری چمن مصنوعی و در گشتاور آزاد اداکتوری ماسه نسبت به سطح پی‌وی‌سی دارای اصطکاک کمتری بوده‌اند و نیروی پیچشی حول مکان برآیند نیروهای عکس‌العمل زمین در فاز اتکا را کاهش می‌دهد.

در پژوهشی نشان دادند که گشتاور آزاد در دونده‌ها با تجربه شکستگی استرسی در مقایسه با افراد بدون آسیب استخوانی در اندام تحتانی به طور معناداری افزایش یافته است که ناشی از ارتباط بین گشتاور آزاد بزرگ‌تر و سابقه شکستگی استرسی در اندام تحتانی دوندگان استقامتی زن است. همچنین گزارش کرده‌اند که بزرگی اوج گشتاور آزاد به طور موفقیت‌آمیزی سابقه شکستگی استرسی را در ۶۶درصد موارد پیش‌بینی کرده است [۱۴].

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که اگرچه در همه مقایسه‌های سطح پی‌وی‌سی با دو سطح دیگر اختلاف معناداری یافت نشد، اما پی‌وی‌سی دارای بزرگ‌ترین گشتاور آزاد اداکتوری و ابداکتوری است؛ بنابراین گشتاور آزاد ناشی از اصطکاک بالای سطح پی‌وی‌سی در مقایسه با سطوح دیگر می‌تواند منجر به آسیب‌های ناشی از پرکاری، مخصوصاً استرس فرکچرهای پیچشی ناشی از گشتاور آزاد و به دنبال آن آسیب‌های پیچشی در اندام‌ها و مفاصل بالاتر شود.

از طرفی دیگر، برخی از ورزش‌ها، مخصوصاً ورزش‌هایی که حرکات افقی در آن‌ها غالب هستند، مانند تنیس، اسکیت و هاکی، نیازمند اصطکاک و گشتاور آزاد مناسبی برای بهبود عملکرد هستند، همچنین سطوح مختلف زمین‌های ورزشی یکی از عوامل تعیین‌کننده میزان اصطکاک هستند.

در مطالعه‌ای گزارش کرده‌اند که با افزایش سرعت راه رفتن، گشتاور آزاد اداکتوری نیز افزایش می‌یابد [۱۴]. با توجه به یافته‌های پژوهش که سطوح چمن مصنوعی و پی‌وی‌سی بزرگ‌ترین اوج گشتاور اداکتوری را داشته‌اند، درنتیجه این دو

www.SID.ir

سطح از طریق افزایش گشتاور آزاد اداکتوری در سرعت یکسان، باعث بهبود عملکرد ورزشکاران، مخصوصاً در دویدن می‌شود. برای اثبات هرچه بهتر نتایج و دلایل حاضر نیاز به اجرای پژوهش‌های بیشتر با در نظر گرفتن متغیرهای بیومکانیکی بیشتری همچون فعالیت الکتریکی عضلات و کینماتیک دویدن است.

علاوه بر این، از آنجا که سطوح بسیاری برای دویدن مدنظر است، پیشنهاد می‌شود تأثیر سطوح متفاوت با این پژوهش بر متغیرهای بیومکانیکی مختلف با توجه به اینکه عضلات و مفاصل را به چالش بیشتری می‌کشد، بررسی شود.

از سوی دیگر، با توجه به اینکه در این پژوهش اثر آنی سطوح ارزیابی شد، بررسی تمرین و استفاده طولانی‌مدت از این سطوح و تأثیر آن بر بروز آسیب و بهبود عملکرد توصیه می‌شود. از جمله محدودیت‌های پژوهش حاضر، ناتوانی در کنترل دقیق شرایط روحی و روانی آزمودنی‌ها طی روزهای مختلف آزمون‌گیری بود.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که سطح ماسه‌ای دارای کمترین نیروی برخوردی (صفر) و نرخ بارگذاری در مقایسه با دو سطح دیگر است؛ بنابراین از دیدگاه آسیب‌شناسی، ماسه در پیشگیری از آسیب‌هایی که در اثر نیروی برخوردی و بارگذاری (مانند استرس فرکچر و درد میانه ساق) ایجاد می‌شود، سطح ایمن‌تری محسوب می‌شود. از دیدگاه عملکرد تمرینی نیز اگرچه تمرین روی سطح ماسه‌ای موجب افت عملکرد می‌شود، اما باعث تقویت عضلات و درنتیجه بهبود و ارتقای عملکرد روی سایر سطوح مسابقه‌ای می‌شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

طرح پژوهش حاضر در کمیته اخلاق دانشگاه مازندران بررسی و با شماره IR.UMZ.REC.1398.001 تأیید شد.

حامی مالی

این مطالعه از پایان‌نامه کارشناسی‌ارشد نویسنده اول گروه بیومکانیک ورزشی و رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، مازندران استخراج شده است.

مشارکت نویسندگان

مفهوم سازی، نگارش - مرور و ویرایش: همه نویسندگان؛ روش شناسی: محمدباقر محمدپناه؛ بررسی: محمدباقر محمدپناه، سید اسماعیل حسین نژاد؛ نگارش-پیش نویس اصلی: محمدباقر محمدپناه، فاطمه سالاری اسکر.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان این مقاله تعارض منافع ندارد.

www.SID.ir

Refrence

[1] Van Mechelen W. Running injuries: A review of the epidemiological literature. Sports Medicine. 1992; 14(5):320-35. [DOI:10.2165/00007256-199214050-00004] [PMID]

[2] Hamill J, Palmer C, Van Emmerik RE. Coordinative variability and overuse injury. Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy and Technology. 2012; 4(1):45. [DOI:10.1186/1758-2555-4-45] [PMID] [PMCID]

[3] Knobloch K, Yoon U, Vogt PM. Acute and overuse injuries correlated to hours of training in master running athletes. Foot and Ankle International. 2008; 29(7):671-6. [DOI:10.3113/FAI.2008.0671] [PMID]

[4] Sealine BJ. The changes midsole cushioning and running surface have on impacts [MSc. thesis]. Department of Kinesiology, Iowa State University; 2007. [DOI:10.31274/rtd-180813-16154]

[5] Andréasson G, Peterson L. Effects of shoe and surface characteristics on lower limb injuries in sports. Journal of Applied Biomechanics. 1986; 2(3):202-9. [DOI:10.1123/ijsb.2.3.202]

[6] Powell JW, Schootman M. A multivariate risk analysis of selected playing surfaces in the National Football League: 1980 to 1989: An epidemiologic study of knee injuries. The American Journal of Sports Medicine. 1992; 20(6):686-94. [DOI:10.1177/036354659202000609]

[7] Greenhalgh A, Sinclair J, Leat A, Chockalingam N. Influence of footwear choice, velocity and surfaces on tibial accelerations experienced by field hockey participants during running. Footwear Science. 2012; 4(3):213-9. [DOI:10.1080/19424280.2012.696725]

[8] Fu W, Fang Y, Liu DM, Wang L, Ren S, Liu Y. Surface effects on in-shoe plantar pressure and tibial impact during running. Journal of Sport and Health Science. 2015; 4(4):384-90. [DOI:10.1016/j.jshs.2015.09.001]

[9] Greenhalgh A, Bottoms L, Sinclair J. Influence of surface on impact shock experienced during a fencing lunge. Journal of Applied Biomechanics. 2013; 29(4):463-7. [DOI:10.1123/jab.29.4.463] [PMID]

[10] Bowser BJ, Fellin R, Milner CE, Pohl MB, Davis IS. Reducing impact loading in runners: A one-year follow-up. Medicine and Science in Sports and Exercise. 2018; 50(12):2500-6. [DOI:10.1249/MSS.0000000000001710] [PMID] [PMCID]

[11] Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. Clinical Biomechanics. 2011; 26(1):78-83. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2010.09.003] [PMID] [PMCID]

[12] Schütte KH, Aeles J, De Beéck TO, van der Zwaard BC, Venter R, Vanwanseele B. Surface effects on dynamic stability and loading during outdoor running using wireless trunk accelerometry. Gait and Posture. 2016; 48:220-5. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2016.05.017] [PMID]

[13] Begue J, Caderby T, Peyrot N, Dalleau G. Influence of gait speed on free vertical moment during walking. Journal of Biomechanics. 2018; 75:186-90. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2018.05.011] [PMID]

[14] Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. Journal of Biomechanics. 2006; 39(15):2819-25. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2005.09.022] [PMID]

[15] Hay DC, Wachowiak MP. Analysis of free moment and center of pressure frequency components during quiet standing using magnitude squared coherence. Human Movement Science. 2017; 54:101-9. [DOI:10.1016/j.humov.2017.04.002] [PMID]

[16] Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann GP. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. Footwear Science. 2016; 8(1):1-1. [DOI:10.1080/19424280.2015.1119890]

[17] Hosseininejad E. [Analysis of principal components of lower extremity energy with and without footwear during running to determination of functional groups (Persian)]. [PhD. dissertation]. Babolsar: Faculty of Sport Sciences, University of Mazandaran. https://ganj.irandoc.ac.ir/#/articles/ef41614538b69f1b2a2a0746335511d7

[18] Feehery JR. The biomechanics of running on different surfaces. Clinics in podiatric medicine and surgery. Clinics in Podiatric Medicine and Surgery. 1986; 3(4):649-59. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2946394/

[19] Ferris DP, Liang K, Farley CT. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. Journal of Biomechanics. 1999; 32(8):787-94. [DOI:10.1016/S0021-9290(99)00078-0]

[20] Nigg BM. The validity and relevance of tests used for the assessment of sports surfaces. Medicine and Science in Sports and Exercise. 1990; 22(1):131-9. [DOI:10.1249/00005768-199002000-00021]

[21] Tessutti V, Trombini-Souza F, Ribeiro AP, Nunes AL, Sacco ID. In-shoe plantar pressure distribution during running on natural grass and asphalt in recreational runners. Journal of Science and Medicine in Sport. 2010; 13(1):151-5. [DOI:10.1016/j.jsams.2008.07.008] [PMID]

[22] Pontzer H, Suchman K, Raichlen DA, Wood BM, Mabulla AZ, Marlowe FW. Foot strike patterns and hind limb joint angles during running in Hadza hunter-gatherers. Journal of Sport and Health Science. 2014; 3(2):95-101. [DOI:10.1016/j.jshs.2014.03.010]

www.SID.ir

Archive of SID

This Page Intentionally Left Blank

www.SID.ir