تأثیر کفش ناپایدار بر پارامترهای نیروی عکس‌العمل زمین در مرحله اتکای دویدن

منصور اسلامی*[1]، سید اسماعیل حسینی‌نژاد**، امین گندمکار***، وحید جاهدی***

*استادیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه مازندران

**دانشجوی دکترای بیومکانیک ورزشی دانشگاه مازندران

***دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه مازندران

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۱/۹/۳۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۲/۸/۲۰

چکیده

۲۴ – ۶۷ درصد از دوندگان تفریحی، از آسیب‌های مرتبط با دویدن رنج می‌برند. مطالعه حاضر با هدف ارزیابی تفاوت‌ها در متغیرهای مرتبط با نیروی عکس‌العمل زمین هنگام دویدن با کفش‌هایی با شکل هندسی متفاوت انجام شد. ۲۵ ورزشکار مرد سالم، با قد ۱۷۶/۹۳±۵/۳۹ سانتی‌متر، سن ۲۱±۲/۲۷ سال، جرم ۷۲/۳۰±۸/۸۴ کیلوگرم و شماره پای ۴۳/۳۸±۱/۰۵ (EU)، در وضعیت کفش ناپایدار، کفش کنترل و پای‌برهنه بر روی صفحه نیروسنج دویدند. متغیرهای وابسته به نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از نرم‌افزار MATLAB محاسبه شدند. آزمون فرضیات با روش آماری تحلیل واریانس با داده‌های تکراری انجام شد ($P<0.05$). متغیرهای نرخ بارگذاری عمودی و اوج نیروی عمودی غیرفعال هنگام دویدن با کفش ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل به طور معناداری افزایش یافت ($p<0.05$). علاوه‌براین، کفش ناپایدار افزایش معناداری در اوج نیروی خلفی و ضربه ناشی از آن در مقایسه با کفش کنترل به وجود آورد ($p=0.03$, $p<0.05$). کفش ناپایدار ممکن است اندام تحتانی را با مقدار نیرو و ضربه بیشتری هنگام دویدن مواجه ساخته و احتمال ایجاد و توسعه آسیب را در دویدن افزایش دهد.

واژگان کلیدی: نیروی عکس العمل زمین، دویدن، کفش ناپایدار.

1. msesalmi@gmail.com

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.8.1]

Effect of unstable shoes on ground reaction force parameters during stance phase of running

Eslami, M.*., Hosseininezhad, S.E**., Gandomkar, A***., Jahedi, V***.
* Assistant prof. , Department of Physical Education and SportSciences, University of Mazandaran, Iran
** Ph.D student in Sport Biomechanics, University of Mazandaran, Iran
*** MA in Sport Biomechanics, University of Mazandaran, Iran

Abstract

Introduction: 24-67% of recreational runners suffer from running-related injuries. The purpose of this study was to test the effect of unstable shoes on selected ground reaction force (GRF) parameters during stance phase of running.

Method: 20 healthy men (age of 21±2.27 years, height of 176.93±5.39 cm, and mass of 72.30±8.84 kg) ran on the force plate placed in the middle of 15 m runway in barefoot, with unstable and control shoe conditions. Peak vertical GRF, posterior force, loading rate and impulsive passive force variables were calculated in the three conditions. A repeated measure of ANOVA and Duncan post-hoc tests applied to test the hypothesis ($p<0.05$).

Results: vertical loading rate and vertical peak passive force variables were significantly increased in unstable shoe condition compared to control shoes. In addition, peak posterior force and impulsive passive force variables were significantly increased in unstable shoe compared to control shoe.

Conclusion: unstable shoe could increase ground reaction force parameters on foot during running. This finding suggests that unstable shoes could possibly increase risk of running related to injuries.

Keywords: Ground Reaction Force, Running, Unstable Shoes

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.8.1]

مقدمه

دویدن یکی از رایج‌ترین فعالیت‌های حرکتی فراغتی در میان افراد جامعه است. با وجود این، مطالعات در زمینه دویدن نشان داده‌اند که ۲۴ – ۶۷ درصد دوندگان تفریحی از آسیب‌های مرتبط با دویدن رنج می‌برند (۱– ۵). آسیب‌های رایج در دویدن شامل استرس فرکچر[1] (۱، ۲ و ۴)، استئوآرتریت[2] (۲)، سندرم نوار خاصره‌ای–رانی[3] (۲ و ۶–۸)، سندرم درد کشککی–رانی[4] (۲ و ۹–۱۱)، اسپرین مزمن مچ پا[5] (۲ و ۱۲) و درد پایین کمر[6] (۲، ۱۳ و ۱۴) می‌شوند. به طور کلی، این آسیب‌ها هنگام تماس پا با زمین در مرحله ضربه پاشنه[7] اتفاق می‌افتند. سازوکار وقوع این آسیب‌ها تحمیل بار ضربه‌ای[8] بر اندام تحتانی است (۴). عوامل دیگری نیز به‌عنوان متغیرهای شاخص در ایجاد و توسعه آسیب‌های دویدن معرفی شده است که می‌توان به مقادیر اوج نیروی عکس‌العمل[9] و نرخ بارگذاری[10] اشاره کرد (۱۵). این آسیب‌ها مانع فعالیت و ادامه تمرین در دوره‌هایی از برنامه تمرینی دوندگان می‌شود. هنگام دویدن مقدار این متغیرها کمتر از حد لازم برای بروز آسیب‌های حاد است؛ با وجود این، تواتر اعمال این نیروها اندام تحتانی را دچار آسیب‌های ریز می‌کند که می‌تواند باعث وقوع آسیب‌های مزمن شوند (۱). از بین آسیب‌های رایج، استرس فرکچر ۳۷–۵۰ درصد را به خود اختصاص داده است که آن را رایج‌ترین آسیب مرتبط با دویدن مطرح ساخته است (۱، ۳ و ۱۶–۱۸). ارائه روش تمرینی مطلوب برای دوندگان می‌تواند در پیشگیری از آسیب و بهبود عملکرد آنان نقش بسزایی داشته باشد.

در ادبیات پژوهشی ارتباط بین سختی (۱)، وزن (۳، ۱۵ و ۱۹)، شکل هندسی و جنس مواد زیره کفش (۲، ۳، ۱۸ و ۱۹) با آسیب‌های مرتبط با دویدن بررسی شده است. کاهش مقادیر نیروی عکس‌العمل[11] (GRF) به منظور کاهش خطرات ایجاد و توسعه آسیب استرس فرکچر، یکی از اهداف سازندگان کفش‌های ورزشی بوده است (۴ و ۱۷– ۱۸). به‌تازگی کفش‌های ناپایدار[12] در فعالیت‌های حرکتی به‌ویژه دویدن رایج شده‌اند. شکل هندسی این کفش‌ها به‌گونه‌ای است که در راستای قدامی– خلفی انحنا دارند و با سایر کفش‌های تمرینی رایج متفاوت‌اند. سازندگان این نوع کفش‌ها مدعی هستند که شکل گهواره‌ای زیره این نوع کفش‌ها، با انتقال بار از پاشنه به پنجه و انتقال غیرفعال مرکز فشار بدن[13] در راستای قدامی–خلفی، ممکن است با تغییر در جهت بردار نیروهای عکس‌العمل زمین، باعث تغییرات معنی‌دار در متغیرهای سینتیکی دویدن شوند (۲۰

1. Stress Fracture
2. Osteoarthritis
3. Iliotibial Band Syndrome
4. Patellofemoral Pain Syndrome
5. Chronic Ankle Sprain
6. Lower Back Pain
7. Heel Strike
8. Impulsive Load
9. Peak Ground Reaction Force
10. Loading Rate
11. Ground Reaction Force (GRF)
12 . Unstable Shoes(MBT)
13. Center Of Pressure (COP)

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.8.1]

و ۲۱). درحالی‌که این تغییرات هنوز در ادبیات پژوهشی به اثبات نرسیده است. هدف پژوهش حاضر بررسی تأثیر شکل هندسی زیره کفش‌های مختلف تمرینی بر متغیرهای سینتیکی مرتبط با آسیب‌های دویدن است.

روش‌شناسی

۳۰ نفر آزمودنی با پای غالب راست از دانشجویان تربیت بدنی به صورت در دسترس انتخاب شدند. پای غالب براساس اطلاعات فردی آزمودنی‌ها مسجل شد؛ برای این منظور از آزمودنی خواسته شد تا به توپی که در محل قرار گرفته بود به صورت دلخواه ضربه بزند (۲۲). علاوه بر این، از خود آزمودنی نیز در تعیین پای غالب پرسش به عمل آمد که همسو با آزمون ضربه‌زدن به توپ بود. آزمودنی‌های پژوهش حاضر دارای میانگین سنی ۲/۲۷±۲۱ سال و میانگین قدی ۵/۳۹ ±۱۷۶/۹۳ سانتی‌متر و میانگین جرمی ۸/۸۴±۷۲/۳۰ کیلوگرم و شماره پای ۱/۰۵± ۴۳/۳۸ (EU) بودند. سلامت جسمانی کلیه آزمودنی‌ها قبل از اجرای پروتکل پژوهشی ارزیابی شد. جهت ارزیابی سلامت پا، میزان افتادگی استخوان ناوی آزمودنی‌ها به روش برودی و همکاران اندازه‌گیری شد. در این روش تفاوت ارتفاع برجستگی استخوان ناوی در دو حالت ایستاده و نشسته اندازه‌گیری و میزان ۵-۹ میلی‌متر محدوده طبیعی در نظر گرفته شد (۲۳).

پروتکل دویدن: ابتدا از آزمودنی‌ها خواسته شد که در مسیر دویدن قرار بگیرد و پس از گرم‌کردن اولیه، شروع به دویدن تفریحی با سرعت دلخواه کند. مکان آغاز حرکت در فاصله ۱۵ متری از صفحه نیروسنج بود که در ۳ کوشش متوالی انجام می‌شد.

کفش‌های تحت بررسی در این پژوهش در اندازه‌های ۴۲ تا ۴۴ برحسب اندازه پای آزمودنی‌ها تهیه شدند که شامل کفش کنترل (New Balance) و کفش ناپایدار (Perfect Steps- TM-030709 VP) بود (شکل ۱). این کفش‌ها به منظور مقایسه تأثیر شکل هندسه زیره کفش بر متغیرهای مرتبط با نیروی عکس‌العمل زمین انتخاب شدند. کفش ناپایدار انحنایی در راستای قدامی – خلفی دارد؛ درحالی‌که کفش کنترل دارای زیره معمولی بود.

شکل۱- الف: کفش کنترل؛ ب: کفش ناپایدار

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

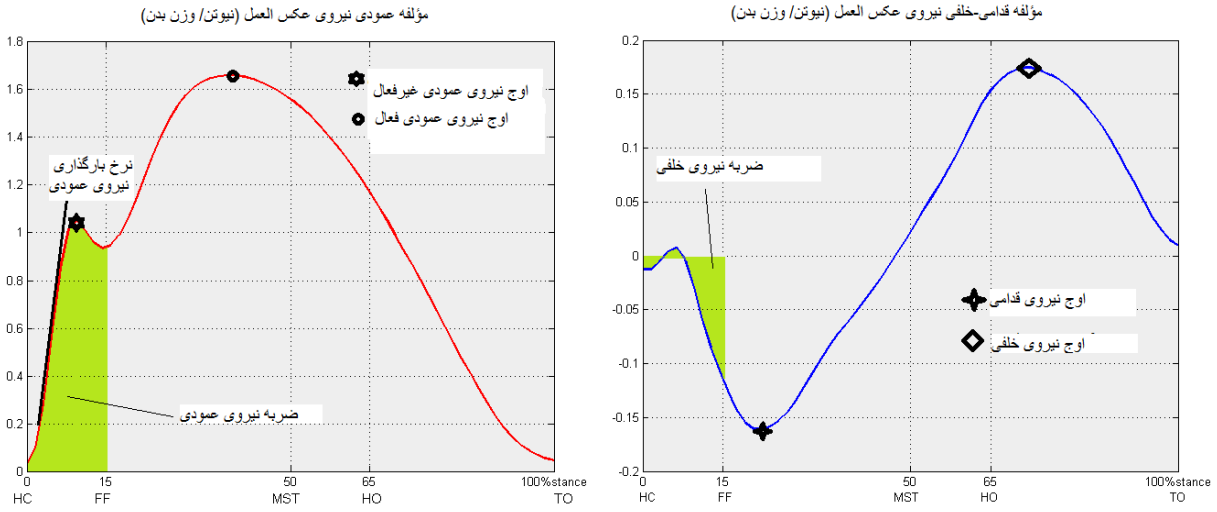
[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.8.1]

آزمودنی‌ها به صورت تصادفی پروتکل‌های آزمون را شامل دویدن پابرهنه، دویدن با کفش کنترل و دویدن با کفش ناپایدار، اجرا کردند و داده‌های نیرو برای هر آزمودنی اندازه‌گیری و به وزن هنجار[1] تبدیل شد. از صفحه نیرو[2] (Kistler: Winterthur, Switzerland, 1000 HZ) به منظور گردآوری داده‌های مربوط به نیروی عکس‌العمل زمین استفاده شد. دستگاه دارای ۶۰ سانتی‌متر طول و ۴۰ سانتی‌متر عرض بود و در راستای دویدن آزمودنی‌ها، در یک مکان مناسب قرار گرفت به‌طوری‌که آزمودنی‌ها قادر به تشخیص آن نباشند. دو مؤلفه از نیروی عکس‌العمل زمین شامل مؤلفه‌های عمودی و قدامی - خلفی اندازه‌گیری شدند. داده‌ها به‌وسیله سیستم تحلیل حرکت[3] استخراج شدند و از نرم‌افزار MATLAB (نسخه ۲۰۱۰) به منظور تحلیل داده‌های نیرو استفاده شد. به منظور فیلتر کردن داده‌های خام از تکنیک پایین‌گذر باترورث[4] با فرکانس برشی ۲۰ استفاده شد. فرکانس برشی با استفاده از تکنیک تحلیل باقی‌مانده[5] تعیین شد. متغیرهای مرتبط با نیروی عکس‌العمل زمین شامل اوج نیروی عمودی فعال و غیرفعال،[6] اوج نیروی خلفی و قدامی،[7] مدت زمان اتکا[8] و ضربه نیروهای غیرفعال عمودی و قدامی خلفی و نرخ بارگذاری نیروی عمودی و خلفی[9] محاسبه شدند. این متغیرها به‌عنوان شاخص‌های رایج در مطالعات مربوط به نیروی عکس‌العمل زمین در تحقیقات پیشین و نیز دیدگاه پژوهشگران برگزیده شدند (۱-۳ و ۱۵-۱۷). نرخ بارگذاری به عنوان میزان شیب تغییرات نیروی عمودی و خلفی بین ۲۰ درصد – ۸۰ درصد بارگذاری بدن برحسب نیروی وزن تقسیم بر زمان، برای کاهش خطاهای ناشی از این نیروها تعریف شد (۱۵) (شکل۲). مرحله اتکا نیز با استفاده از تعیین نیروی عمودی ۵ نیوتنی از لحظه‌ی برخورد پاشنه تا جدا شدن پنجه پا از زمین در نظر گرفته شد (۱۵). حداکثر نیروی خلفی و قدامی از مقادیر حداکثر نیروی عکس‌العمل در راستای قدامی-خلفی طی دو مرحله ضربه پاشنه و پیشروی به‌دست آمد. مقادیر اوج نیروی عمودی عکس‌العمل در مرحله ضربه پاشنه و پیشروی نیز به‌ترتیب به‌عنوان اوج نیروی عمودی غیرفعال و فعال در نظر گرفته شد. ضربه نیروی عمودی غیرفعال و نیروی خلفی ازطریق انتگرال منحنی نیرو – زمان حین تماس اولیه پا تا تماس کامل کف پا با زمین[10] برحسب نیوتن در ثانیه به‌دست آمد. کلیه‌ی متغیرهای سینتیکی برحسب وزن بدن هنجار شدند. ازآنجاکه ۵ نفر از آزمودنی‌ها دارای تکنیک دویدن با پنجه و مغایر با فرض پژوهش بودند، از مطالعه کنار گذاشته شدند و داده‌های ۲۵ آزمودنی، با تکنیک دویدن پاشنه – پنجه، مورد استفاده قرار گرفت. الگوی دویدن آزمودنی‌های حذف‌شده با استفاده از نمودار نیروی عمودی (دارای یک اوج نیرو در مقایسه با آزمودنی‌هایی با ۲ اوج نیروی عمودی) تشخیص داده شد.

1. Normalization
2. Force Plate
3. Motion analysis (Simi motion)
4. High Pass Filter
5. Residual Technique
6. Peak passive and active Forces
7. Peak posterior and anterior Force
8. Stance Time
9. vertical and posterior loading rate
10. Foot Flat

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.8.1]



شکل۲. پارامترهای وابسته به نیروی عمودی عکس‌العمل

داده‌های مربوط به ۳ کوشش دویدن برای هریک از آزمودنی‌ها با استفاده از تحلیل واریانس با داده‌های تکراری،[1] و نیز آزمون تعقیبی دانکن در سطح اطمینان ۹۵ درصد در نرم‌افزار spss-v20 به منظور تشخیص تفاوت‌ها بین انواع کفش‌های مورد استفاده انجام گردید.

یافته‌ها

جدول ۱ میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای سینتیکی مرتبط با دویدن را در موقعیت‌های مختلف نشان می‌دهد. نرخ بارگذاری نیروی عمودی طی استفاده از کفش ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل به طور معناداری ۸۰ درصد افزایش یافت ($p<0.05$)؛ درحالی‌که کفش کنترل این متغیر را ۴۷ درصد در مقایسه با وضعیت پابرهنه کاهش داد ($p<0.05$). کفش ناپایدار به نسبت کفش کنترل منجر به افزایش ۵۶ درصد در نرخ بارگذاری نیروی خلفی شد ($p<0.05$). علاوه بر این، کفش کنترل در مقایسه با پای برهنه، نرخ بارگذاری نیروی خلفی را به‌طور معناداری افزایش داد ($P<0.05,47\%$). کفش ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل ۲۷ درصد ($p=0.03$) و موفقیت پابرهنه ۵۲ درصد حداکثر نیروی خلفی را افزایش داد. ($p<0.05$). در مرحله پیش‌روی، مقادیر اوج نیروی قدامی هنگام استفاده از کفش ناپایدار در مقایسه با وضعیت پابرهنه ۱۱درصد ($p=0.04$) و کفش کنترل ۱۶ درصد کاهش یافت ($p<0.05$). کفش ناپایدار مقادیر حداکثر نیروی عمودی غیرفعال را به طور معنی‌داری در مقایسه با کفش کنترل ۳۹ درصد ($p<0.05$) و در مقایسه با وضعیت پای برهنه ۱۰ درصد افزایش داد ($p=0.03$). با وجود این، کفش کنترل این مقادیر را در مقایسه با وضعیت پابرهنه ۲۱ درصد کاهش داد ($p<0.05$). افزایش ۸۰ درصد در میزان ضربه نیروی عمودی غیرفعال در دویدن با کفش‌های ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل وجود داشت؛ درحالی‌که کفش کنترل در مقایسه با

1. Repeated Measure of ANOVA

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.8.1]

وضعیت پابرهنه این متغیر را ۴۰ درصد کاهش داد ($p<0.05$). استفاده از کفش ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل ۴۴ درصد ($p<0.05$) و در مقایسه با وضعیت پابرهنه ۶۶ درصد مقدار ضربه نیروی خلفی را افزایش داده است ($p<0.05$).

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای سینتیکی دویدن برحسب وزن بدن در موقعیت‌های مختلف

متغیرهای سینتیکی	کفش ناپایدار	کفش کنترل	پابرهنه	***	**	*
نرخ بارگذاری نیروی عمودی (BW/s)	۳۷۹/۵۰ (۱۶۵/۰۴)	۲۱۰/۱۷ (۵۹/۸۷)	۴۰۲/۰۷ (۱۱۴/۰۷)	<۰/۰۵	۰/۴۳	<۰/۰۵
نرخ بارگذاری نیروی خلفی (BW/s)	۳۴/۵۵ (۳/۸۰)	۲۴/۳۱ (۱۸/۵۰)	۲۰/۵۱ (۲/۲۰)	<۰/۰۵	۰/۵۱	<۰/۰۵
اوج نیروی خلفی (BW)	۱/۵۵ (۰/۷۲)	۱/۲۲ (۰/۳۶)	۱/۰۲ (۰/۵۵)	۰/۰۳	<۰/۰۵	۰/۰۸
اوج نیروی قدامی (BW)	۲/۰۴ (۰/۵۶)	۲/۴۴ (۰/۵۹)	۲/۲۹ (۰/۵۴)	<۰/۰۵	۰/۰۴	۰/۱۲
اوج نیروی عمودی فعال (BW)	۱/۶۳ (۲/۵۴)	۱/۶۳ (۱/۸۲)	۱/۵۷ (۲/۱۷)	۰/۸۷	۰/۲۲	۰/۱۹
اوج نیروی عمودی غیرفعال (BW)	۱/۲۴ (۲/۴۶)	۰/۸۹ (۲/۶۱)	۱/۱۲ (۲/۰۴)	<۰/۰۵	۰/۰۴	<۰/۰۵
ضربه نیروی عمودی غیرفعال (Ns)	۱/۳۰ (۰/۳۸)	۰/۷۲ (۰/۳۰)	۱/۲۱ (۰/۲۸)	<۰/۰۵	۰/۲۸	<۰/۰۵
ضربه اوج نیروی خلفی (Ns)	−۰/۱۶ (۰/۰۹۵)	−۰/۱۱ (۰/۰۷۱)	−۰/۱۰ (۰/۰۶۱)	<۰/۰۵	<۰/۰۵	۰/۳۴
مدت زمان اتکا (ms)	۹۹ (۰/۱۳۰)	۹۹ (۰/۰۰۸)	۱۰۰ (۰/۰۱۳)	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰

*مقدار معنی‌داری بین وضعیت پابرهنه و کفش کنترل ($p<0.05$)

** مقدار معنی‌داری بین وضعیت پابرهنه و کفش ناپایدار ($p<0.05$)

*** مقدار معنی‌داری بین کفش کنترل و کفش ناپایدار ($p<0.05$)

بحث و نتیجه‌گیری

کفش ناپایدار افزایش معناداری را در اوج نیروی غیرفعال عمودی و اوج نیروی خلفی در مقایسه با کفش کنترل و وضعیت پابرهنه ایجاد کرده است. نتایج پژوهش بویر و همکاران نیز این یافته را تأیید می‌کند (۲۴). این افزایش را می‌توان به ویژگی بالشتکی کم این کفش‌ها نسبت داد. ویژگی بالشتکی کفش به توانایی زیره کفش در تعدیل نیروهای برخورد اطلاق می‌شود. با وجود این، اوج نیروی غیرفعال عمودی در کفش کنترل

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.8.1]

به نسبت وضعیت پابرهنه هنگام دویدن کاهش یافت. در واقع، کاهش این نیرو همان هدفی است که این‌گونه کفش‌ها (کفش کنترل) برای آن طراحی شده‌اند. مطالعات انجام‌شده در زمینه آسیب‌های دویدن، اوج نیروهای غیرفعال عمودی و خلفی را یکی از فاکتورهای آسیبی دویدن معرفی کرده‌اند (۲، ۴، ۵ و ۱۷-۱۹). به این ترتیب، کفش ناپایدار با افزایش این متغیرها می‌تواند دوندگان را با خطر آسیب‌های مرتبط با دویدن روبه‌رو سازد. نیروی عمودی فعال هنگام استفاده از کفش‌های تحت بررسی تفاوتی نشان نداد. شرکت‌های سازنده کفش‌های ناپایدار بیان کردند که کفش ناپایدار با اثر غلتکی می‌تواند میزان نیروی عمودی فعال را کاهش دهد (۲۰). با وجود این، فرض مطالعه حاضر درباره دویدن تأیید نشد؛ هرچند میزان نیروی عمودی فعال در ادبیات پژوهشی شاخص آسیبی شناخته نمی‌شود و بیشتر متغیر عملکردی است (۱۹). نرخ بارگذاری عمودی در کفش ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل افزایش یافت. این افزایش می‌تواند ناشی از سفتی زیره این کفش‌ها باشد. در کفش کنترل و اکثر کفش‌های ورزشی دیگر زیره کفش با اعمال ویژگی بالشتکی به‌عنوان فیلتر عمل می‌کند و نرخ بارگیری را کاهش می‌دهد. ولی در کفش ناپایدار به علت سفتی زیره کفش و نیز شکل خاص آن در ناحیه پاشنه، مقدار بار اعمال‌شده به پاشنه و نرخ بارگیری افزایش می‌یابد. با توجه به افزایش معنادار نرخ بارگیری در کفش ناپایدار در مقایسه با پای برهنه می‌توان بیان کرد که ویژگی بالشتکی این نوع کفش از پاشنه پا نیز کمتر است؛ هرچند شناخت سازوکار آن و درک دقیق‌تر این موضوع نیازمند پژوهش‌های بیشتر است. مطالعه‌ای که درباره کفش ناپایدار انجام شد، تغییراتی را در نرخ بارگذاری عمودی مشاهده نکرد (۲۴)، درحالی‌که در مطالعه حاضر نرخ بارگذاری در کفش ناپایدار به نسبت کفش کنترل به‌طور معناداری افزایش یافت. مطالعات مرتبط با دویدن نشان داده‌اند که سرعت حرکت می‌تواند بر مقادیر مرتبط با نیروی عکس‌العمل ازجمله نرخ بارگذاری تأثیرگذار باشد (۲ و ۱۹). از این رو، افزایش نرخ بارگذاری به‌دست‌آمده در پژوهش حاضر طی استفاده از کفش ناپایدار را می‌توان به سرعت حرکتی آزمودنی‌ها نسبت داد. در این تحقیق از سرعت تفریحی دویدن به انتخاب دلخواه آزمودنی‌ها استفاده شد. با این حال تفاوت در سرعت ممکن است بر این یافته تأثیر گذاشته باشد. مطالعات پیرامون آسیب‌های ناشی از دویدن نشان می‌دهد که مقدار و سرعت اعمال بار به پا یکی از کلیدی‌ترین شاخص‌های آسیب در دوندگان است (۱۵ و ۱۶). با این وصف، احتمالاً کفش ناپایدار خطر آسیب‌های مرتبط با بارگیری زیاد در دوندگان را افزایش می‌دهد. در راستای قدامی- خلفی، کفش ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل باعث کاهش معنادار نرخ بارگذاری نیروی خلفی شد. درحالی‌که کفش کنترل در مقایسه با وضعیت پابرهنه افزایش معناداری در این متغیر نشان داد. کاهش نرخ بارگذاری نیروی خلفی در کفش ناپایدار را می‌توان به شکل هندسی خاص پاشنه این کفش‌ها نسبت داد. به دلیل قوس پاشنه‌ای، در مرحله برخورد پاشنه نیرو در راستای قدامی-خلفی بازوی گشتاوری کوتاه‌تری به نسبت کفش کنترل دارد که این موضوع باعث کاهش بار در راستای قدامی- خلفی می‌شود. این در حالی است که کفش کنترل در مقایسه با وضعیت پابرهنه به‌واسطه بازوی گشتاوری بیشتر، باعث افزایش سرعت بارگذاری شده است.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.8.1]

هنگام استفاده از کفش ناپایدار کاهش معناداری در اوج نیروی قدامی در مقایسه با کفش کنترل و وضعیت پابرهنه مشاهده شد. مطالعات قبلی این یافته را حمایت می‌کند (۲۴). کفش ناپایدار در بخش قدامی نیز مانند بخش خلفی انحنا دارد که بازوی گشتاوری نیروها در راستای قدامی- خلفی را کوتاه می‌کند. به‌علاوه، برخلاف کفش کنترل، زیره کفش ناپایدار در راستای محور طولی خود انحنا ندارد؛ به عبارت دیگر، شکل زیره کفش ناپایدار نسبت به صفحه قدامی-خلفی عبوری از وسط آن در دو طرف قرینه است. این موضوع باعث کاهش اثرگذاری بخش قدامی پا و انگشتان، به‌ویژه انگشت شست پا، در مرحله پیشروی می‌شود؛ درحالی‌که نقش این بخش از پا در تولید نیروی قدامی در مرحله پیش‌ران بسیار زیاد است. همچنین به نظر می‌رسد اثر غلتکی این کفش باعث به‌وجودآمدن نیروی پیش‌برنده به شکل غیرفعال شده است که این امر نیز می‌تواند در کاهش این متغیر مؤثر باشد. ادبیات پژوهشی نیروهای عکس‌العمل زمین را مرتبط با ایجاد و توسعه آسیب‌ها فرض کرده است. با وجود این، در پژوهش‌های پس‌رویدادی دوندگان آسیب‌دیده و سالم نشان داده شد که مقادیر اوج نیروها، تنها عامل بالقوه آسیب نمی‌تواند باشد (۱۹). از سوی دیگر مطالعات نشان داده‌اند که مدت زمان اعمال نیرو می‌تواند مفاصل را با سطوح بالاتری از نیروی اعمال‌شده همراه سازد (۱۹). به عبارت دیگر، مقدار باری که در یک دوره زمانی یکسان بر هر آزمودنی اعمال می‌شود باید مدنظر قرار گیرد. مقدار ضربه وارده در دوره اتکا می‌تواند حائز اهمیت باشد. بدین‌منظور، در مطالعه حاضر متغیرهای ضربه نیروی عمودی غیرفعال و ضربه ناشی از نیروی خلفی برای مطالعه اثرات آسیب‌زایی کفش به‌کار گرفته شد. در کفش ناپایدار ضربه ناشی از نیروی عمودی و خلفی در مقایسه با کفش کنترل افزایش یافت. این یافته نشان می‌دهد که استفاده از این کفش می‌تواند علاوه بر مقدار اوج، مدت زمان اعمال نیروی اوج را نیز افزایش دهد. از این رو، منجر به افزایش بار وارده به پا می‌شود و در برخوردهای تکراری هنگام دویدن، خطر ایجاد و توسعه آسیب را افزایش می‌دهد. با وجود این، کفش کنترل باعث کاهش مقادیر این متغیرها در مقایسه با پای برهنه شد. بنابراین در بررسی ضربه وارده به پا نیز کفش کنترل شاخص ایمن‌تری را نشان می‌دهد. در تحقیقات آتی پیشنهاد می‌شود اثرات بلندمدت استفاده از این کفش‌ها بر فاکتورهای آسیبی دویدن بررسی شود. به نظر می‌رسد بررسی اثرات این کفش‌ها در سرعت‌ها و الگوهای متفاوت می‌تواند به محققان در توصیه کفش مناسب کمک شایانی ارائه دهد.

نتیجه‌گیری

یافته‌ها نشان داد که بعضی متغیرهای سینتیکی مرتبط با آسیب در کفش ناپایدار در مقایسه با کفش کنترل افزایش معناداری داشتند. با وجود این، کفش کنترل بعضی از این متغیرها را در مقایسه با دویدن با پای برهنه کاهش داد. بنابراین کفش ناپایدار ممکن است اندام تحتانی را با مقدار نیرو و ضربه بیشتری هنگام دویدن مواجه سازد و احتمال ایجاد و توسعه آسیب را در دویدن افزایش دهد.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.8.1]

منابع

1- Bischof, J., Abbey, A., Chuckpaiwong, B., Nunley, J., Mac Queen, R. 2010. Three-dimensional ankle kinematics and kinetics during running in women. Gait & Posture. 31: 502–505.
2- Everett, B., Sackiriyas, K., Wesley, R. 2011. A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking.12: 151- 163.
3- Wiegerinck, J., Boyd, J., Yoder, J., Abbey, A., Nunley, J., Mac Queen, R. 2009. Differences in Plantar Loading between Training Shoes and Racing Flats at a Self-Selected Running Speed. Gait & Posture 29, 514–519.
4- Chuckpaiwong, B., Cook, C., Pietrobon, R., Nunley, J.2007. Second metatarsal stress fracture in sport: comparative risk factors between proximal and non-proximal locations. British Journal of Sports Medicine, 41, 510–4.
5- Taunton, J., Ryan, M., Clement, D., McKenzie, D., Lloyd-Smit, D., Zumbo, B. 2002. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. British Journal of Sports Medicine,36,95–101.
6- Dierks, A., Manal, T., Hamill, J., Davis, S. 2008. Proximal and distal Influences on hip and knee kinematics in runners with patellofemoral pain During a prolonged run. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 38 (8) , 448-456.
7- Fredericson, M., Wolf, C. 2005. Iliotibial band syndrome in runners: innovations in treatment. Sports Medicine, 35(5) , 451-459.
8- Fredericson, M., Cookingham, L., Chaudhari, M., Dowdell, C., Oestreicher, N., Sahrmann, A. 2000. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. Clinical Journal of Sport Medicine, 10(3) , 169-175.
9- Souza, B., Powers, M. 2009. Predictors of hip internal rotation during Running an Evaluation of hip strength and femoral structure in women with and Without patellofemoral pain. American Journal of Sports Medicine, 37(3) , 579-587.
10- Gribble, A., Hertel, J., Denegar, R., Buckley, E. 2004. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. Journal of Athletic Training, 39(4) , 321-329.
11- Powers, M. 2003. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 33(11) , 639-646.
12- Gribble, A., Hertel, J. 2004. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. Journal of Electromyography and Kinesiology, 14(6) , 641-646.
13- Lieberman, E., Venkadesan, M., Werbel, A., Daoud, I., D'Andrea, S., Davis, S., et al. 2010. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. Nature, 463(7280) , 531-535.
14- Iverson, A., Sutlive, G., Crowell, S., Morrell, L., Perkins, W., Garber, B., et al. 2008. Lumbopelvic manipulation for the treatment of patients with patellofemoral pain syndrome: development of a clinical prediction rule. Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 38(6) , 297-309.
15- Logan, S., Hunter, J., Hopkins, J., Feland, B., Parcell, A. 2010. Ground Reaction Force Differencess Beween Running Shoes, Racing Flats, and Distance Spikes in Runners. Journal of Sports Science and Medicine, 9, 147-153.
16- Blackmore. T, Ball, N., Scurr, j. 2011. The effect of socks on vertical and anteroposterior ground reaction forces in walking and running. The Foot. 21, 1–5.
17- Zadpoor, A., Asadi Nikooyan, A. 2011. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review. Clinical Biomechanics,26, 23–28.
18- Milner, C E., Ferber, R., Pollard, D., et al. 2006. Biomechanical factors associatedwith tibial stress fracture in female runners. Med Sci Sports Exerc, 38(2) :323–8.
19- Nigg, B. 2010. Biomechanics of Sport Shoes.First Edition. Topline Printing Inc. Calgary, Alberta. 263-274.
20- Tanaguchi, M.,Tateuchi, H., Takeoka, T., Ichihashi, N. 2012. Kinematic and Kinetic Characteristics of Masai Barefoot Technology Footwear. Gait & Posture,35, 567–572.
21- Nigg BM, Emery C, Hiemstra LA. 2006. Unstable Shoe Construction and Reduction of Pain in Osteoarthritis Patients. Medicine Science Sports and Exercise, 38, 1701–8.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.8.1]

22- Spry, S., Zebas, M., Visser, M. What Is Leg Dominance?. 11 International Symposium on Biomechanics in Sports (1993) . University of Kansas Lawrence, Kansas, USA, 26, 165-168.
23- Brody, D. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. The Orthopedic Clinics of North America 1982, 13(3), 541.
24- Tanaguchi, M.,Tateuchi, H., Takeoka, T., Ichihashi, N. Kinematic And Kinetic Characteristics Of Masai Barefoot Technology Footwear, Gait & Posture, 2012, 35, 567–572.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1392.0.6.8.1]