

The Effect of Unstable Shoe on Kinetic Parameters Associated with Lower Limbs During Walking Among Healthy Male Students

Siavash Etemadi Nejad¹, Saed Ahmadi Ganjeh^{2*}, Jamshid Yazdani Cherati¹, Esmail Hoseini Nejad³

1. Associate Professor, Department of Occupational Health Engineering and Ergonomics, Faculty of Health, Mazandaran University of Medical Sciences, Sari, Iran
2. MSC Student, Department of Occupational Health Engineering and Ergonomics, Faculty of Health, Mazandaran University of Medical Sciences, Sari, Iran
3. Assistant Professor, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran

Article Info

Original Article

Received: 2019/01/22
Accepted: 2019/03/11
Published Online: 2019/03/11

DOI:

Use your device to scan
and read the article online



Corresponding Information

Saed Ahmadi Ganjeh,

MSC Student of Ergonomics,
Occupational Health Engineering
and Ergonomics, Faculty of
Health, Mazandaran University of
Medical Sciences, Sari, Iran

Email:

saedahmadi1364@gmail.com

Abstract

Background and Objectives: Today, various shoes have been developed to reduce the effects of injury parameters and improve performance parameters for walking. The aim of this study was to evaluate the effect of unstable shoes on lower limb kinetic parameters of walking in healthy male students with different geometric shapes.

Methods: Twenty healthy male students with the height of 178.96 ± 3.92 cm, mean age of 27 ± 3 years, weight of 73.99 ± 6.6 kg and shoe size of 42 (EU) were selected. The Kinetic parameters associated with Lower limbs were evaluated in four position of domestic production unstable shoes, foreign similar unstable shoes, regular control shoes, and barefoot by force plate while walking. To examine the significant statistical differences between dependent variables of the four position of foot cover, the general linear model and the analysis of variance with repeated data and / or Friedman in the case of normalization of data in the alpha level of 5% SPSS 23 were used.

Results: The kinetic parameters of the lower extremity in four modes of foot cover, were studied and there was no change in the peak Posterior Force and the peak active force ($P \geq 0.05$). in the case when there was a significant change in the peak passive force and peak anterior Force and the free movement and loading rate ($P < 0.05$).

Conclusion: The results indicate that the domestic production unstable shoes' inefficiency in reducing the damage and increasing the comfort of the lower limbs.

Keywords: Walking, Foot biomechanics, Unstable shoes

How to Cite This Article:

Etemadi Nejad S, Ahmadi Ganjeh S, Yazdani Charati J, Hoseininejad S E. The effect of unstable Shoe on Kinetic parameters associated with Lower limbs during walking among healthy male students. Iran J Ergon. 2019; 6 (4) :37-45

تأثیر کفش ناپایدار بر پارامترهای کینتیکی مرتبط با اندام تحتانی هنگام راه رفتن در دانشجویان سالم پسر

سیاوش اعتمادی نژاد^۱، ساعد احمدی گنجه^{۲*}، جمشید یزدانی چراتی^۱، سید اسماعیل حسینی نژاد^۲

۱. دانشیار، گروه بهداشت حرفه‌ای و ارگونومی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی مازندران، ساری، ایران
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بهداشت حرفه‌ای و ارگونومی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی مازندران، ساری، ایران
۳. استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

اطلاعات مقاله	چکیده
تاریخ وصول: ۱۳۹۷/۱۱/۲	زمینه و هدف: امروزه کفش‌های متعددی برای کاهش پیامدهای پارامترهای آسیبی و ارتقای پارامترهای عملکردی برای راه رفتن ساخته شده است؛ بنابراین مطالعه حاضر با هدف ارزیابی تأثیر کفش ناپایدار بر پارامترهای کینتیکی مرتبط با اندام تحتانی هنگام راه رفتن در دانشجویان سالم پسر با کفش‌هایی با شکل هندسی متفاوت انجام شد.
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۱۲/۲۰	
انتشار آنلاین: ۱۳۹۷/۱۲/۲۰	
نویسنده مسئول: ساعد احمدی گنجه	روش کار: ۲۰ دانشجوی سالم مرد با قد $178/96 \pm 3/92$ سانتی‌متر، سن 27 ± 3 سال، جرم $73/99 \pm 6/15$ کیلوگرم و شماره پای ۴۲ (EU) انتخاب شدند. پارامترهای کینتیکی مرتبط با اندام تحتانی در چهار وضعیت کفش ناپایدار تولید داخل کشور، کفش ناپایدار مشابه خارجی، کفش کنترل (Regular) و پای برهنه روی صفحه نیروسنج در حین راه رفتن ارزیابی شدند. به منظور بررسی تفاوت‌های معنادار آماری متغیرهای وابسته میان چهار وضعیت پوشش پا، از روش مدل‌های خطی تعمیم‌یافته و تحلیل واریانس با داده‌های تکراری یا فریدمن در صورت نرمال نبودن داده‌ها در سطح آلفای ۵ درصد با استفاده از نسخه ۲۳ نرم افزار SPSS استفاده شد.
دانشجوی کارشناسی ارشد ارگونومی، گروه بهداشت حرفه‌ای و ارگونومی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی مازندران، ساری، ایران	یافته‌ها: پارامترهای کینتیکی اندام تحتانی در چهار حالت پوشش پا بررسی شد که در میزان اوج نیروی ترمزی و اوج نیروی عمودی فعال تغییراتی مشاهده نشد ($P \geq 0.05$). در صورتی که در میزان اوج نیروی پیش‌ران، اوج نیروی عمودی غیرفعال، اوج گشتاور آزاد و اوج سرعت بارگذاری تغییرات معناداری مشاهده شد ($P < 0.05$).
پست الکترونیک: saedahmadi1364@gmail.com	نتیجه‌گیری: نتایج نشان‌دهنده ناکارآمدی کفش ناپایدار تولید داخل در کاهش آسیب و افزایش راحتی در اندام‌های تحتانی افراد است.

واژه‌های کلیدی: راه رفتن، بیومکانیک پا، کفش ناپایدار

مقدمه

تأثیرگذار است [۲، ۳]. طراحی کفی و ارتوز یکی از ابزار مفید درمانی، اما پیچیده‌تر از موارد دیگر است. باید توجه داشت که تأثیر بیومکانیکی این ابزارها هنوز به‌طور کامل روشن نیست [۵]؛ بنابراین روش کفش مناسب‌ترین، غیرتهاجمی‌ترین و ارزان‌ترین روش است [۴] و کفش کلیدی‌ترین فاکتور برای حل این مشکل به‌شمار می‌آید.

کفش‌ها هنگام فعالیت‌های حرکتی بر متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با آسیب تأثیر می‌گذارند. در سابقه پژوهشی، ارتباط معناداری میان سرعت بارگذاری و نیروی عمودی غیرفعال حین دویدن با پای برهنه در مقایسه با دویدن با کفش گزارش شده است [۵]. در واقع کاهش مقادیر نیروی عکس‌العمل زمین برای طراحان و تولیدکنندگان کفش از ملاحظات و اصول اولیه جذب ضربات و همواره مشکلی عمده است [۷]. اساساً جنبه‌های گوناگونی در ارزیابی تأثیرات کفش بر نیروهای عکس‌العمل زمین، به‌ویژه جلوگیری از آسیب و بهبود عملکرد مدنظر پژوهشگران بوده

راه رفتن تکراری‌ترین فعالیت بنیادی حرکت آدمی است و افراد زیادی برای بهره‌بردن از فواید درمانی آن ساعت‌های زیادی در طول روز مشغول انجام دادن این حرکت هستند. همچنین جمع‌گیری از افراد جامعه با مشاغل درگیر هستند که مستلزم ساعت‌ها پیاده‌روی است؛ از این‌رو راه رفتن ایمن و بهینه‌سازی گام‌برداری، به بخش مهمی از مطالعات مبدل شده است تا مزایای حاصل از این فعالیت بنیادین را به حداکثر برساند. مطالعات نشان می‌دهد آگاهی از نحوه توزیع بارگذاری کف پا طی ایستادن و راه رفتن معیار مناسبی برای بررسی وضعیت پاست.

گزارش‌های سالیانه نشان می‌دهد هر فرد عادی روزانه به‌طور متوسط ۵۰۰۰ گام برمی‌دارد [۱]. پا مهم‌ترین اندام تعامل بین زمین و بدن انسان است و ساختار عملکردی آن بر الگوی راه رفتن و عملکرد تمام ساختارهای بدن، به‌ویژه مفاصل و عضلات اندام تحتانی و ستون فقرات بسیار

استرسی، شین اسپلینت، آرتروز و هرگونه مشکل پاسجری و ناهنجاری‌های اسکلتی - عضلانی عصبی در اندام تحتانی مانند وضعیت‌های واروس و والگوسی زانو، صافی و گودی کف پا، سابقه استفاده از کفش ناپایدار طی یک سال اخیر به‌عنوان متغیرهای خروج برای آزمودنی‌ها در نظر گرفته شدند [۱۳،۱۴]. احراز همه شرایط از اطلاعات پرسشنامه فردی و ارزیابی را متخصص بالینی (فیزیوتراپ و...) مشخص کردند. آزمودنی‌های پژوهش حاضر مشخصات آنروپومتریکی، میانگین قدی $178/96 \pm 3/92$ سانتی‌متر، میانگین سنی 27 ± 3 سال، میانگین جرمی $73/99 \pm 6/15$ کیلوگرم و شماره پای ۴۲ (EU) داشتند. به‌منظور ارزیابی وضعیت قوس کفپایی، میزان افتادگی استخوان ناوی آزمودنی‌ها به روش رایج اندازه‌گیری شد [۱۴]. در این روش، تفاوت ارتفاع برجستگی استخوان ناوی در دو حالت ایستاده و نشسته اندازه‌گیری و میزان ۵-۹ میلی‌متر به‌عنوان محدوده طبیعی در نظر گرفته شد [۱۴]. برای اندازه‌گیری واروس زانو، فرد با اندام تحتانی برهنه ایستاد؛ به‌طوری‌که زانوها در باز شدن کامل (Extention)، قوزک‌ها به‌هم‌چسبیده و کشکک به طرف قدام بود. آنگاه فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی زانو اندازه‌گیری و مقدار کمتر از ۲ سانتی‌متر به‌عنوان طبیعی در نظر گرفته شد [۱۳]. برای اندازه‌گیری والگوس زانو، در صورتی که شاخص (TMA) ۶ الی ۹ درجه نسبت به خط عمود باشد طبیعی در نظر گرفته شد [۱۶].

پروتکل راه‌رفتن: به‌منظور جلوگیری از پیامدهای فوری، پیش از اجرای شرایط راه‌رفتن با کفش‌های گوناگون، آزمودنی‌ها به مدت ۲۰ دقیقه کفش‌ها را به‌صورت تصادفی پوشیدند و در محوطه آزمایشگاه شروع به قدم‌زدن کردند. باند راه‌رفتنی حدود ۱۵ متر در نظر گرفته شد و آزمودنی‌ها از فاصله ۸ متری صفحه نیروسنج راه‌رفتن خود را آغاز کردند تا زمانی که ۳ کوشش از آنها پذیرفته شد و میانگین این کوشش‌ها به‌عنوان داده آن فرد در آزمون راه‌رفتن با هر چهار شرایط پوششی پا (کفش ناپایدار تولید داخل، کفش کنترل ناپایدار مشابه خارجی، کفش کنترل معمولی و پای برهنه) ثبت شد.

اندازه کفش‌های مدنظر در این پژوهش ۴۲ است که شامل کفش ناپایدار تولید داخل (پرفروش‌ترین کفش در بازار ایران)، کفش کنترل ناپایدار مشابه خارجی (Perfect steps) و کفش کنترل معمولی (Nike) هستند (شکل ۱).

آزمودنی‌ها به‌صورت تصادفی پروتکل‌های آزمون را شامل راه‌رفتن با پای برهنه، راه‌رفتن با کفش ناپایدار تولید داخل، راه‌رفتن با کفش ناپایدار مشابه خارجی و راه‌رفتن با کفش کنترل معمولی را اجرا کردند. داده‌های نیرو برای هر آزمودنی نیز اندازه‌گیری و به نرمال تبدیل شد. به‌منظور تعیین اندازه پارامترهای کینتیکی اعمالی به پا، از دستگاه صفحه نیروسنج ساخت شرکت Kistler کشور سوئیس با قدرت نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز با طول ۶۰ سانتی‌متر و عرض ۴۰ سانتی‌متر استفاده شد. دستگاه برای راه‌رفتن آزمودنی‌ها در مکان مناسبی قرار گرفت؛ به‌طوری‌که آزمودنی‌ها قادر به

است که از جمله آنها می‌توان به وزن کفش [۷،۸]، سختی [۹،۱۰]، جنس و ساختار کفش [۷،۱۰،۱۱] و شکل هندسی کفش اشاره کرد [۱۲].

براساس پژوهش‌های پیشین، تغییر در طراحی کفش می‌تواند تغییر زیادی در پارامترهای بیومکانیکی پا ایجاد کند. تنوع در کینماتیک راه‌رفتن میان افراد، پاسخ متفاوتی به طراحی زیره کفش می‌دهد. به‌تازگی کفش‌های ناپایدار در فعالیت‌های حرکتی رایج شده‌اند که اختلاف چشم‌گیری از نظر شکل کف زیرین کفش با کفش‌های رایج ورزشی و کفش‌های معمولی دارند. شکل هندسی این کفش‌ها به‌گونه‌ای است که در راستای قدامی-خلفی انحنا دارند و با سایر کفش‌های رایج متفاوت هستند. به نظر می‌رسد کفش‌های ناپایدار به فعالیت عضلانی بیشتری نیاز دارند. سازندگان این کفش‌ها مدعی هستند با توجه به انحنا زبره این کفش‌ها و تغییر در جهت بردار نیروهای عکس‌العمل زمین، سبب تغییراتی معنادار در پارامترهای کینتیکی اندام تحتانی می‌شوند؛ بنابراین به انجام پژوهش‌های بیشتری در این زمینه نیاز است.

در این پژوهش متغیرهایی که شاخص رایج در مطالعات مربوط به نیروی عکس‌العمل زمین هستند، اوج نیروی عمودی فعال^۱، اوج نیروی عمودی غیرفعال^۲، اوج نیروی پیش‌ران^۳، اوج نیروی ترمزی^۴، اوج سرعت بارگذاری^۵ و اوج گشتاور آزاد^۶ را شامل می‌شوند.

با وجود پیشرفت و مطالعه درباره موارد به‌کاررفته در ساخت کفش‌ها، هنوز تجویز و طراحی کفش‌ها براساس تجربه صورت می‌گیرد. در روش‌های زیادی، بارگذاری کف پا مطالعه شده است. در این پژوهش، تأثیر کفش ناپایدار^۷ بر پارامترهای کینتیکی مرتبط با اندام تحتانی هنگام راه‌رفتن در دانشجویان سالم پسر به کمک دستگاه صفحه نیروسنج^۸ با بررسی شد. هدف پژوهش حاضر این است که آیا کفش‌های ناپایدار تولید داخل در مقایسه با کفش کنترل ناپایدار مشابه خارجی و کفش کنترل معمولی، همچنین شرایط پابرنه هنگام راه‌رفتن، بر پارامترهای کینتیکی مرتبط با آسیب اندام تحتانی افراد سالم تأثیرگذار است.

مواد و روش‌ها

۲۰ آزمودنی از میان دانشجویان سالم مرد با پای غالب راست به‌صورت دردسترس انتخاب شدند. سلامتی جسمانی همه آزمودنی‌ها پیش از اجرای پروتکل پژوهشی ارزیابی شد. بدین ترتیب با استفاده از فیلتر ورودی، اطمینان حاصل شد که هیچ‌یک از آزمودنی‌ها ناهنجاری و آسیب در اندام تحتانی ندارند. سابقه جراحی، شکستگی، دررفتگی، پیچ‌خوردگی در ناحیه مچ پا، درد و آسیب‌هایی مانند شکستگی

1. Peak Active Force
2. Peak Passive Force
3. Peak Anterior Force
4. Peak Posterior Force
5. Peak Loading Rate
6. Peak Free Movement
7. Unstable Shoe
8. Force plate

دیدگاه پژوهشگران برگزیده شدند [۵،۱۸]. سرعت بارگذاری به‌عنوان میزان شیب تغییرات نیروی عمودی و خلفی بین ۲۰ تا ۸۰ درصد بارگذاری بدن برحسب نیروی وزن تقسیم بر زمان، برای کاهش خطاهای ناشی از این نیروها تعریف شد [۸]. اوج نیروی پیش‌ران و نیروی ترمزی از مقادیر حداکثر نیروی عکس‌العمل در راستای قدامی-خلفی طی دو مرحله ضربۀ پیش‌روی و پاشنه به دست آمد. مقادیر اوج نیروی عمودی عکس‌العمل در مرحله ضربۀ پاشنه و پیش‌روی نیز به‌ترتیب اوج نیروی عمودی غیرفعال و فعال در نظر گرفته شدند. داده‌های اندازه‌گیری ۱ نفر از آزمودنی‌ها به‌دلیل مغایرت با فرضیه‌های پژوهش از فرایند تحلیل و مطالعه کنار گذاشته شد.

تشخیص آن نباشند. به‌منظور بررسی تفاوت‌های معنادار آماری متغیرهای وابسته میان چهار شرایط پوشش پا، از روش مدل‌های خطی تعمیم‌یافته و تحلیل واریانس با داده‌های تکراری یا فریدمن در صورت نرمال‌نبودن داده‌ها در سطح آلفای ۵ درصد با استفاده از نسخه ۲۳ نرم‌افزار SPSS استفاده شد. دو مؤلفه از نیروی عکس‌العمل زمین شامل مؤلفه‌های عمودی و قدامی-خلفی اندازه‌گیری شدند. متغیرهای مرتبط با این نیرو شامل اوج نیروی عمودی فعال، اوج نیروی عمودی غیرفعال، اوج نیروی پیش‌ران، اوج نیروی ترمزی و سرعت بارگذاری نیروی عمودی و ترمزی محاسبه شدند. این متغیرها شاخص‌های رایج در مطالعات مربوط به نیروی عکس‌العمل زمین هستند که در پژوهش‌های پیشین و



پ

ب

الف

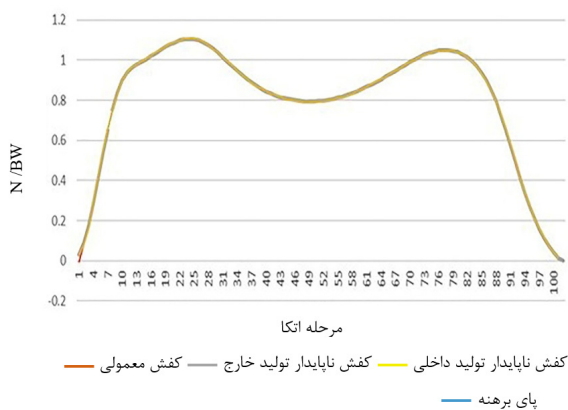
شکل ۱. الف) کفش ناپایدار تولید داخل
ب) کفش کنترل ناپایدار مشابه خارجی
پ) کفش کنترل معمولی

است. این امر لزوم استفاده از تحلیل استنباطی را در بیان دقیق تفاوت‌های مورد مشاهده نشان می‌دهد.

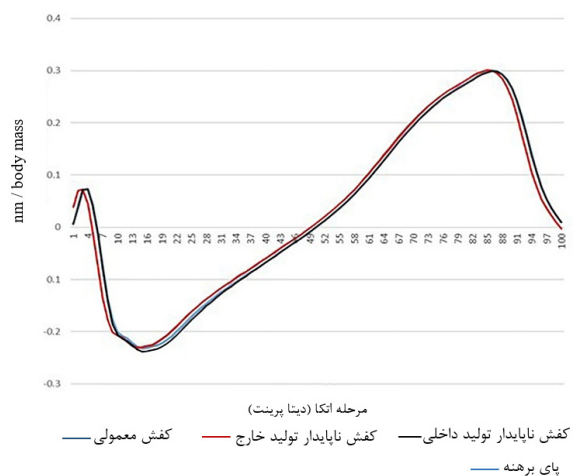
یافته‌ها

اوج نیروی پیش‌ران میان چهار شرایط پوشش پا، تفاوت معناداری دارد ($F=4/961$ ، $P=0/004$). با توجه به نمودار ۴، میزان اوج نیروی پیش‌ران در کفش ناپایدار مشابه خارجی و ناپایدار تولید داخل در مقایسه با پای برهنه به‌ترتیب ۱۱ درصد ($P=0/022$) و ۱۵ درصد ($P=0/002$) به‌طور معناداری افزایش یافت. علاوه بر این، کفش ناپایدار تولید داخل به افزایش معنادار ۸ درصدی این شاخص در مقایسه با کفش معمولی انجامید ($P=0/023$).

نمودار ۱ تغییرات متغیرهای گشتاور آزاد، نمودار ۲ مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین و نمودار ۳ مؤلفه طولی را در مرحله اٹکای راه رفتن نشان می‌دهند. همان‌طور که مشاهده می‌شود، تغییرات نیروها در هر چهار شرایط پوشش پا تقریباً مشابه است. به نظر می‌رسد انواع متفاوت کفش در الگوی نیروهای مدنظر در مقایسه با پای برهنه تأثیرگذار نبوده و تغییرات متضادی را حاصل نکرده است. از سوی دیگر، تغییرات میان شرایط، بسیار جزئی و در مقیاس کوچک بوده



نمودار ۲. مؤلفه عمودی هنگام راه رفتن در پوشش‌های گوناگون پا

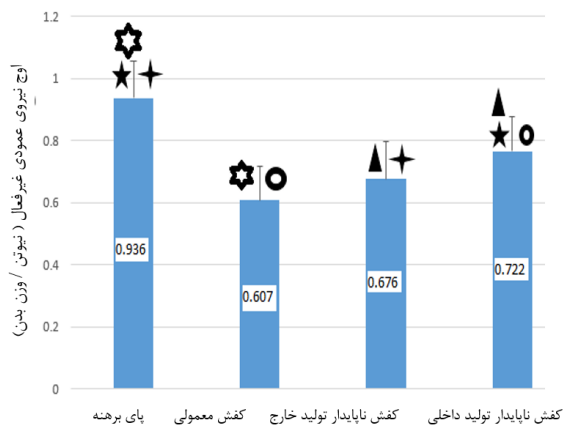


نمودار ۱. تغییرات اوج گشتاور آزاد هنگام راه رفتن در پوشش‌های گوناگون پا



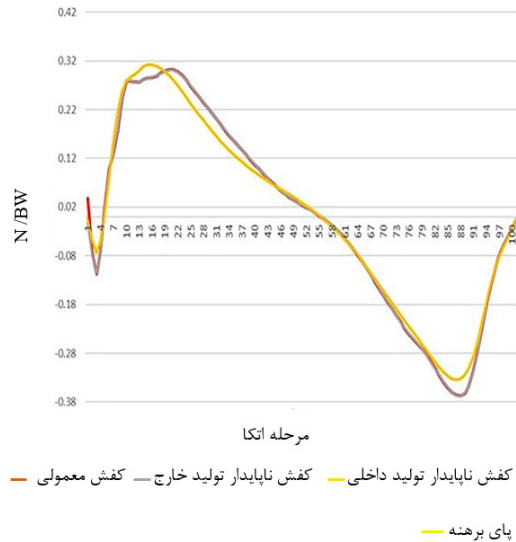
نمودار ۴. میانگین و انحراف استاندارد نیروی پیش‌ران میان چهار شرایط مختلف هنگام راه‌رفتن

پای برهنه در مقایسه با هر سه نوع کفش معمولی، به ترتیب ۵۴ درصد ($P \leq 0/001$)، کفش ناپایدار مشابه خارجی ۳۸ درصد ($P \leq 0/001$) و کفش ناپایدار تولید داخل ۲۹ درصد ($P \leq 0/001$) به‌طور معناداری افزایش یافته است. همچنین کفش ناپایدار تولید داخل موجب افزایش معنادار ۱۹ درصد این شاخص در مقایسه با کفش معمولی شده است ($P = 0/021$).



نمودار ۶. میانگین و انحراف استاندارد نیروی عمودی غیرفعال میان چهار شرایط گوناگون هنگام راه‌رفتن

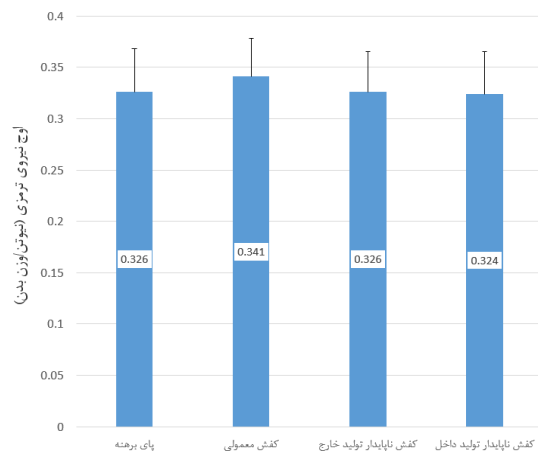
معناداری دارد ($F=5/761$ ، $P = 0/002$). با توجه به نمودار ۸، میزان اوج گشتاور آزاد در کفش معمولی در مقایسه با پای برهنه به ترتیب ۱۳ درصد ($P = 0/002$)، کفش ناپایدار مشابه خارجی ۱۰ درصد ($P = 0/003$) و کفش ناپایدار تولید داخل ۸ درصد ($P = 0/004$) به‌طور معناداری افزایش یافته است، اما در سایر شرایط اختلاف معناداری وجود ندارد ($P \geq 0/05$).



نمودار ۳. مؤلفه طولی نیروی عکس‌العمل زمین هنگام راه‌رفتن در پوشش‌های گوناگون پا

اوج نیروی ترمزی بین چهار شرایط پوشش پا دارای تفاوت معناداری نیست ($F = 2/362$ ، $P = 0/082$). مطابق نمودار ۵ هیچ‌گونه تفاوت معناداری بین چهار شرایط پوشش پا در اوج نیروی ترمزی وجود ندارد ($P \geq 0/05$).

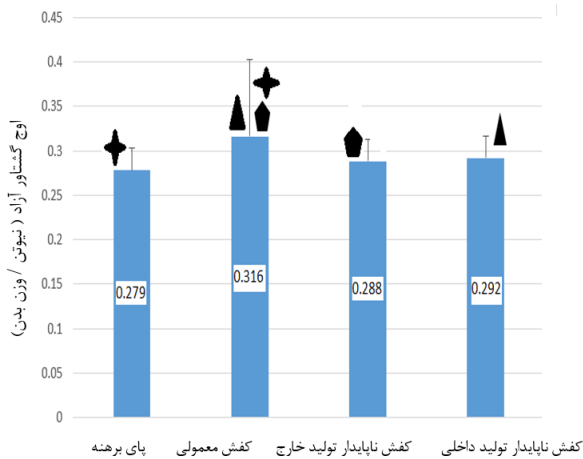
اوج نیروی عمودی غیرفعال میان چهار شرایط پوشش پا تفاوت معناداری دارد ($F = 22/572$ ، $P \leq 0/001$). با توجه به نمودار ۶، میزان اوج نیروی عمودی غیرفعال در شرایط



نمودار ۵. میانگین و انحراف استاندارد نیروی ترمزی میان چهار شرایط گوناگون هنگام راه‌رفتن

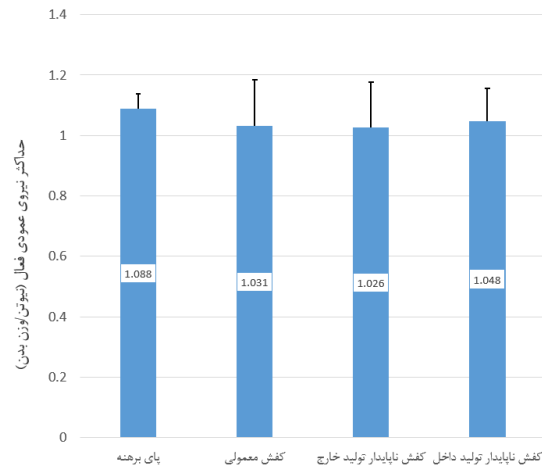
اوج نیروی عمودی فعال میان چهار شرایط پوشش پا تفاوت معناداری ندارد ($F = 1/078$ ، $P = 0/314$). براساس نمودار ۷، هیچ‌گونه تفاوت معناداری میان شرایط گوناگون پوششی پا وجود ندارد ($P \geq 0/05$).

اوج گشتاور آزاد میان چهار شرایط پوشش پا تفاوت



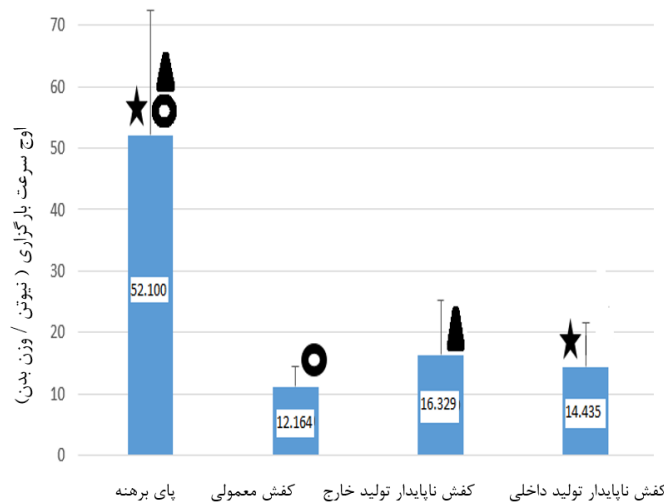
نمودار ۸. میانگین و انحراف استاندارد گشتاور آزاد میان چهار شرایط گوناگون هنگام راه رفتن

ناپایدار مشابه خارجی ۲۱۹ درصد ($P \leq 0.001$) و کفش ناپایدار تولید داخل ۲۶۰ درصد ($P \leq 0.001$) به طور معناداری افزایش یافته است؛ البته بین کفش‌ها تفاوت معناداری وجود ندارد ($P \geq 0.05$).



نمودار ۷. میانگین و انحراف استاندارد نیروی عمودی فعال میان چهار شرایط گوناگون هنگام راه رفتن

اوج سرعت بارگذاری میان چهار شرایط پوشش با تفاوت معناداری دارد ($F = 67.929$, $P \leq 0.001$). براساس نمودار ۹، میزان اوج سرعت بارگذاری در پای برهنه در مقایسه با کفش معمولی به ترتیب ۳۶۴ درصد ($P \leq 0.001$)، کفش



نمودار ۹. میانگین و انحراف استاندارد سرعت بارگذاری میان چهار شرایط گوناگون هنگام راه رفتن

پلانتار فلکسور فعال می‌شوند تا نیروهای اعمال شده هنگام تماس را جذب کنند [۲۰]. در راه رفتن نیروی تحرک به طور عادی به کمک عضلات پلانتار فلکسور می‌شود. به علاوه نقش اولیه مفصل زانو تولید نیروست و مفصل میچ پا در ابتدا نقش جذب شوک را دارد [۱۹-۲۱]. همچنین افزایش انقباضات برون‌گرای عضلات بازکننده زانو (چهار سر رانی) و پلانتار فلکسور میچ پا به عنوان جذب‌کننده‌های شوک، زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین را افزایش می‌دهند [۲۲].

بحث

هنگام راه رفتن، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین دو اوج نیروی اصلی دارد که زمان وقوع آنها مراحل ابتدایی و انتهایی فاز ایستادن روی دو پاست. بدن در این مراحل شتاب صعودی دارد. در این میان، فرورفتگی‌ای میان آنها وجود دارد که در زمان Mid Stance و هنگام ایستادن روی یک پا که بدن شتاب نزولی دارد مشاهده می‌شود. این دو اوج نیرویی در راه رفتن تقریباً یکسان هستند [۱۹]. پیش از تماس پا با زمین هنگام راه رفتن، عضلات اکستنسور زانو و

اوج گشتاور آزاد را افزایش می‌دهد؛ درحالی‌که کفش‌های ناپایدار به دلیل قوس پاشنه‌ای، در مرحله برخورد پاشنه نیرو در راستای قدامی-خلفی بازوی گشتاوری کوتاه‌تری از کفش کنترل معمولی دارند. این امر سبب کاهش بار در راستای قدامی-خلفی و افزایش میزان اوج گشتاور آزاد در کفش کنترل معمولی می‌شود. در عین حال میان دیگر حالات پوشش با تفاوت معناداری در این متغیر مشاهده نشده است.

با توجه به یافته‌های نمودار ۴، کفش ناپایدار مشابه خارجی و ناپایدار تولید داخل در مقایسه با پای برهنه، سبب افزایش میزان اوج نیروی پیش‌ران می‌شود. همچنین کفش ناپایدار تولید داخل به افزایش معنادار اوج نیروی پیش‌ران در مقایسه با کفش معمولی انجامیده است. نقش بخش قدامی پا و انگشتان، به‌ویژه انگشت شست پا، در مرحله پیش‌ران در تولید نیرو بسیار زیاد است؛ درحالی‌که در مطالعات پیشین، استفاده از کفش ناپایدار هنگام دویدن، سبب کاهش معناداری در اوج نیروی پیش‌ران در مقایسه با کفش کنترل و وضعیت پابرهنه شده است [۱۵] که با نتایج به‌دست‌آمده در این مطالعه تضاد دارد. این موضوع نشان می‌دهد سرعت حرکت بر اوج نیروی پیش‌ران تأثیری مستقیم دارد.

براساس یافته‌های نمودار ۹، پای برهنه در مقایسه با کفش‌های ناپایدار و کفش کنترل معمولی، سبب افزایش معنادار سرعت بارگذاری می‌شود؛ درحالی‌که بین کفش‌ها تفاوت معناداری در این متغیر مشاهده نمی‌شود. سرعت بارگذاری به دو عامل حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به حداکثر نیرو وابسته است [۲۳]. با افزایش حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، سرعت بارگذاری افزایش می‌یابد [۲۷]. مطالعات مرتبط نشان می‌دهند سرعت حرکت می‌تواند بر مقادیر مرتبط با نیروی عکس‌العمل از جمله سرعت بارگذاری تأثیرگذار باشد [۷،۱۱]. مطالعات مرتبط با آسیب‌ها هنگام راه‌رفتن بیان می‌کند مقدار و سرعت اعمال بار به پا یکی از کلیدی‌ترین شاخص‌های آسیب در اندام تحتانی است [۸].

با توجه به یافته‌ها:

۱. هر سه کفش در مقایسه با پای برهنه شرایط بهتری دارند.

کفش‌های ناپایدار برخی پارامترهای مرتبط با آسیب را در مقایسه با کفش کنترل افزایش می‌دهند.

۲. کفش ناپایدار تولید داخل برخی پارامترهای مرتبط با آسیب را در مقایسه با کفش ناپایدار تولید خارج افزایش می‌دهد.

۳. کفش ناپایدار تولید داخل سبب ارتقای بعضی پارامترهای عملکردی مرتبط در مقایسه با کفش ناپایدار تولید خارج می‌شود.

نتیجه‌گیری

پارامترهای کینتیکی اندام تحتانی در چهار حالت پوشش با بررسی شد. بر این اساس، تغییراتی در میزان اوج نیروی

کلید پیشگیری از آسیب، توانایی جذب مناسب این نیروها طی فعالیت‌های پویاست. شناخت عوامل مؤثر بر توانایی بدن در جذب این نیروها، در پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی مؤثر است [۲۳]. همچنین یکی از عوامل مؤثر در بروز آسیب، میزان نیروهای واردشده به مفاصل اندام تحتانی است [۲۵،۲۶].

با توجه به یافته‌ها، اوج نیروی ترمزی هنگام راه‌رفتن به نوع پوشش پا وابسته نیست. درواقع استفاده از کفش ناپایدار در مقایسه با انواع مختلف پوشش پا نمی‌تواند مزیت پیشگیرانه‌ای در ارتباط با پیامدهای آسیبی نیروی‌های وارده به کف پا داشته باشد.

براساس یافته‌های نمودار ۷، اوج نیروی عمودی فعال هنگام راه‌رفتن به نوع پوشش پا وابسته نیست و این اوج، تفاوتی را هنگام استفاده از کفش‌های مدنظر نشان نداد. درواقع استفاده از کفش ناپایدار در مقایسه با انواع پوشش پا نمی‌تواند مزیت پیشگیرانه‌ای در ارتباط با آثار آسیبی نیروی‌های واردشده به کف پا داشته باشد.

هرچند میزان نیروی عمودی فعال در ادبیات پژوهشی شاخص آسیبی شناخته نمی‌شود و بیشتر متغیر عملکردی است [۷]، از دیدگاه شرکت‌های سازنده کفش‌های ناپایدار، این کفش‌ها با اثر غلتکی می‌توانند میزان نیروی عمودی فعال را کاهش دهند [۱۵].

براساس یافته‌های نمودار ۶، پای برهنه در مقایسه با کفش‌های ناپایدار و کفش کنترل معمولی سبب افزایش معنادار اوج نیروی عمودی غیرفعال می‌شود. علاوه بر این، کفش ناپایدار تولید داخل در مقایسه با کفش کنترل معمولی، اوج نیروی عمودی غیرفعال را به‌طور معناداری افزایش می‌دهد. این افزایش را می‌توان به ویژگی بالشتکی کم کفش‌های ناپایدار نسبت داد. این ویژگی به توانایی زیره کفش در تعدیل نیروهای برخورد اطلاق می‌شود. با وجود این، اوج نیروی عمودی غیرفعال در کفش کنترل معمولی در مقایسه با وضعیت پابرهنه هنگام راه‌رفتن کاهش یافته است. درواقع کاهش این نیرو همان هدفی است که این کفش‌ها (کفش کنترل معمولی) برای آن طراحی شده‌اند. مطالعات مربوط به آسیب‌ها هنگام راه‌رفتن، اوج نیروی عمودی غیرفعال را یکی از فاکتورهای آسیبی می‌دانند [۷،۱۱،۱۸،۲۶،۲۷]. به این ترتیب، کفش ناپایدار با افزایش این متغیرها ممکن است استفاده‌کنندگان را با خطر آسیب‌های مرتبط مواجه کند. ادبیات پژوهشی، نیروهای عکس‌العمل زمین را با ایجاد و افزایش آسیب‌ها مرتبط فرض کرده است. از سوی دیگر براساس مطالعات، مدت‌زمان اعمال نیرو می‌تواند مفاصل را با سطوح بالاتری از نیروی اعمال‌شده همراه کند [۷]. به عبارت دیگر، مقدار باری که در یک دوره زمانی یکسان در هر آزمودنی اعمال می‌شود باید مدنظر قرار بگیرد.

یافته‌های نمودار ۸ نشان می‌دهد کفش کنترل معمولی در مقایسه با دیگر حالات پوشش پا، سبب افزایش میزان اوج گشتاور آزاد هنگام راه‌رفتن می‌شود. این کفش در مقایسه با وضعیت پابرهنه به‌واسطه بازوی گشتاوری بیشتر، میزان

سیاسگزاری

نویسندگان بر خود لازم می‌دانند، از تمامی دانشجویان شرکت کننده در این مطالعه و هم چنین از همکاری مرکز ارزیابی و پایش سلامت دانشگاه مازندران، صمیمانه تشکر و قدردانی کنند.

تضاد منافع

بین نویسندگان هیچ گونه تعارضی در منابع وجود ندارد.

References

- Bancroft RJ, McDonough T, Shakespeare J, Lynas K. Orthotics. *European Geriatric Medicine* 2011; 2(2): 122:125. <https://doi.org/10.1016/j.eurger.2010.07.006>
- Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait & posture*. 2002; 15(1):1-9. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00165-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00165-5)
- Zifchock RA, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high-and low-arched individuals during walking. *Clinical biomechanics*. 2008; 23(10):1287-93. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.07.008>
- Chapman J, Preece S, Braunstein B, Höhne A, Nester C, Brueggemann P, et al. Effect of rocker shoe design features on forefoot plantar pressures in people with and without diabetes. *Clinical Biomechanics*. 2013; 28(6):679-85. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.05.005>
- Chen YC, Lou SZ, Huang CY, Su FC. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clinical biomechanics*. 2010;25(3):265-70. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.11.007>
- Denton JD. Light does not make right. *Running times*. 2005: 324, 78.
- Nigg B. *Biomechanics of sport shoes*. First edition. Topline printing Inc. Calgary, Alberta. 2010: 263-274.
- Logan S, Hunter I, Hopkins JT, Feland JB, Parcell AC. Ground reaction force differences between running shoes, racing flats, and distance spikes in runners. *Journal of sports science & medicine*. 2010;9(1):147.
- Shultz R, Birmingham TB, Jenkyn TR. Differences in neutral foot positions when measured barefoot compared to in shoes with varying stiffnesses. *Medical engineering & physics*. 2011;33(10):1309-13.
- Bischof JE, Abbey AN, Chuckpaiwong B, Nunley JA, Queen RM. Three-dimensional ankle kinematics and kinetics during running in women. *Gait & posture*. 2010 Apr 1;31(4):502-5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.02.010>
- Lohman III EB, Sackiriyas KS, Swen RW. A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport*. 2011;12(4):151-63. <https://doi.org/10.1016/j.ptspt.2011.09.004>
- Kutzner I, Heinlein B, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder A, Beier A, Bergmann G. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of Biomechanics*. 2010;43(11):2164-73. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.046>
- Eslami M, Hoseini Nejad S.E, Gandomkar A, Jahedi V, Effect of unstable shoes on ground reaction force parameters during stance phase of running. *Journal Researches in Sport Medicine and Technology*. 2013;11(6):90-101.
- Gandomkar A, Eslami M, Hoseini Nejad S.E, Jahedi V, Effect of unstable shoes on lower extremity joint power during stance phase of running. *Razi Journal of Medical Sciences*. 2014;21(124):54-63.
- Tanaguchi M, Tateuchi H, Takeoka T, Ichihashi N. Kinematic and Kinetic Characteristics of Masai Barefoot Technology Footwear. *Gait & Posture* 2012; 35(4): 567–572. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.025>
- Barrios JA, Heitkamp CA, Smith BP, Sturgeon

- MM, Suckow DW, Sutton CR. Three-dimensional hip and knee kinematics during walking, running, and single-limb drop landing in females with and without genu valgum. *Clinical Biomechanics*. 2016;31:7-11. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.10.008>
17. Wiegerinck JI, Boyd J, Yoder JC, Abbey AN, Nunley JA, Queen RM. Differences in plantar loading between training shoes and racing flats at a self-selected running speed. *Gait & posture*. 2009; 29(3):514-9. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.001>
18. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clinical biomechanics*. 2011; 26(1):23-8. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.08.005>
19. Grasso R, Bianchi L, Lacquaniti F. Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion. *Journal of neurophysiology*. 1998; 80(4):1868-85. <https://doi.org/10.1152/jn.1998.80.4.1868>
20. Fu SN, Hui-Chan CWY. Are there any relationships among ankle proprioception acuity, pre-landing ankle muscle responses, and landing impact in man? *Neuroscience letters*. 2007; 417(2):123-7. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2007.01.068>
21. Dufek JS. Exercise variability: A prescription for overuse injury prevention. *ACSM's Health & Fitness Journal*. 2002 ;6(4):18-23.
22. Ali N, Robertson DGE, Rouhi G. Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury. *The Knee*. 2014; 21(1):38-46. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2012.12.003>
23. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. *Journal of athletic training*. 2003; 38(1):18.
24. McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. *British Journal of Sports Medicine*. 2000; 34(4):293-6. <https://doi.org/10.1136/bjism.34.4.293>
25. Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *The American journal of sports medicine*. 2005; 33(7):1022-9. <https://doi.org/10.1177/0363546504273047>
26. Taunton JE, Ryan MB, Clement D, McKenzie DC, Lloyd-Smith D, Zumbo B. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British journal of sports medicine*. 2002; 36(2):95-101. <https://doi.org/10.1136/bjism.36.2.95>
27. Yeow C, Lee P, Goh J. Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *The Knee*. 2010; 17(2):127-31. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2009.07.015>