

Comparison of Plantar Pressure Distribution and Ground Reaction Force between Hydrodynamic Prefabricated Shoe and EVA Sport Shoe during Walking

Abbas Farjad Pezeshk^{1*}, Mohammad Shariat Zadeh², Mohammad Yousefi¹,
Sepideh Samvati Sharif³, Mohammad Nouri³

1. Assistant professor of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran
2. Assistant Professor of Sports Sciences Research Institute of Iran (SSRII), Tehran, Iran
3. Master of Sciences in Sport Biomechanics from Azad University

Received: 2018.September.26

Revised: 2019. February.01

Accepted: 2019.March.11

Abstract

Background and Aim: The aim of the present study was comparison of plantar pressure distribution and ground reaction force during walking between prefabricated shoes with hydrodynamic mechanism and EVA sport shoes.

Materials and Methods: In the current study, 10 healthy male individuals participated. A special shoe with specific ways for liquid flow was made for the present study that was capable of reducing pressure from damping mechanism. Also, an EVA shoe was used for comparison as reference shoe. Ground reaction force and plantar pressure distribution were measured using Pedar insole system. Data analysis was performed using Pedar X software and in eight regions of foot.

Results: The results of the present study showed that the special shoe with hydrodynamic mechanism could effectively reduce load in rear foot, forefoot, and toe regions.

Conclusion: According to the results, damping effect of liquid shoe following impact force can effectively reduce the pressure and force in high risk regions of the foot.

Keywords: Plantar pressure distribution; Ground Reaction force; foot; Hydrodynamic shoe; walking

Cite this article as: Abbas Farjad Pezeshk, Mohammad Shariat Zadeh, Mohammad Yousefi. Comparison of plantar pressure distribution and ground reaction force between hydrodynamic prefabricated shoe and EVA sport shoe during walking . J Rehab Med. 2019; 8(1): 140-147.

* **Corresponding Author:** Abbas Farjad Pezeshk. Assistant professor of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran
Email: Ehsan.farjad.pezeshk@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111391.1958

مقایسه توزیع فشار کف پای و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بین کفش هیدرودینامیک محقق‌ساخته و کفش ورزشی EVA

عباس فرجاد پزشکی^۱، محمد شریعت‌زاده^۲، محمد یوسفی^۱، سپیده سمواتی شریف^۲، محمد نوری^۳

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران
۲. استادیار گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران
۳. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی از دانشگاه آزاد اسلامی

پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۱۲/۲۰ *

بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۱۱/۱۲

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۷/۰۴

چکیده

مقدمه و اهداف

هدف تحقیق حاضر مقایسه توزیع فشار کف پای و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بین کفش هیدرودینامیک محقق‌ساخته و کفش ورزشی EVA بود.

مواد و روش‌ها

در مطالعه نیمه‌تجربی حاضر ۱۰ مرد سالم شرکت کردند. در این تحقیق کفشی مخصوص دارای مایع با ویسکوزیته معین در کف آن طراحی شد و مورد استفاده قرار گرفت که می‌توانست به دنبال گام‌برداری از طریق حرکت مایع بارهای اعمالی را کاهش دهد. به منظور مقایسه کفش ورزشی EVA به کار گرفته شده، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و توزیع فشار کف پای با استفاده از سیستم توزیع نیروی پدار مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. تحلیل داده‌های توزیع فشار و نیرو با استفاده از نرم‌افزار پدار ایکس در هشت ناحیه مختلف پا صورت گرفت.

یافته‌ها

یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد کفش مخصوص با مکانیسم هیدرودینامیک توانسته فشار را در نواحی پاشنه، متاتارسال و شست به طور معناداری کاهش دهد.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر، جذب ویسکوز مایع به دنبال گام‌برداری توانسته در کاهش فشار و نیرو در نواحی پرفشار طی راه رفتن مؤثر عمل کند.

واژه‌های کلیدی

توزیع فشار کف پای؛ نیروی عکس‌العمل زمین؛ پا؛ کفش هیدرودینامیک؛ راه رفتن

نویسنده مسئول: عباس فرجاد پزشکی، دکتری تخصصی بیومکانیک ورزشی از دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

آدرس الکترونیکی: Ehsan.Farjad.Pezeshk@Gmail.com

مقدمه و اهداف

پا طی راه رفتن مسئول انتقال نیروها از زمین به بدن است و متعاقباً این نیروها موجب اعمال فشارهایی به کف پا می‌شود. مولر^[۱] عنوان کرده که توزیع فشار کف پای در سه صورت می‌تواند موجب بروز آسیب در کف پا شود: اعمال فشار بسیار زیاد، اعمال فشار کم در مدت زمان خیلی زیاد و فشارهای تکراری با مقدار متوسط که برای هزاران بار تکرار می‌شود؛ از این رو به منظور کاهش فشارهای اعمالی بر پا خصوصاً در نقاط پرفشار بیماران دیابتی، نوروپاتی و دارای ناهنجاری‌های پا کفش‌های مخصوصی پیشنهاد شده است.^[۲-۵] در همین راستا محققین کارهای زیادی در خصوص بررسی تأثیر انواع کفش‌های محقق‌ساخته روی کاهش فشارهای اعمالی بر پا نمودند. نتایج این مطالعات بر تأثیر مثبت کفش با کفی از جنس فوم پلی اورتان ویسکوالاستیک (سیستماتیک)، کفش‌های راکر باتوم و تزریق سیلیکون تأکید داشتند. این‌طور عنوان شده که محبوبترین ماده برای کف کفش اتیلن وینل استات^۱ (EVA) با چگالی در محدوده ۱۵۰-۲۵۰ کیلوگرم بر متر مکعب است.^[۶] هرچند با تغییر سلول‌های هوایی به هم مرتبط درون فوم طی فرآیند ساخت می‌توان خواص این ماده نظیر سفتی و ویسکوزیته آن را تغییر داد.^[۷]

استفاده از مکانیسم هیدرودینامیک به منظور جذب بارها یکی از مکانیسم‌های رایج در بافت‌ها و مفاصل بدن است؛ به عنوان مثال حرکت مایع در دیسک بین مهره‌ای و همچنین حرکت خون در فضاهای خالی موجود در استخوان پاشنه از جمله مهمترین نمونه‌های کاربردی این مکانیسم در بدن انسان هستند. در همین راستا استفاده از این مکانیسم و خواص مایع در کف کفش می‌تواند روشی مفید برای ایمنی راه رفتن باشد، به طوری که به دنبال برخورد پا با زمین و حرکت مایع ناشی از آن شرایط جذب بار ویسکوز ایجاد و از این طریق موجب کاهش بارهای اعمالی بر اندام تحتانی می‌شود. به دنبال استفاده از این مکانیسم ویسکوز در کفش، پس از برخورد پا با زمین از طریق حرکت مایع ناشی از نیروی اعمالی به کفش شرایط جذب بار ویسکوز ایجاد شده و در واقع بارهای اعمالی به جای برگشت به پا صرف حرکت مایع می‌شود (جذب هیدرولیکی) و از این طریق است که موجب کاهش بارهای اعمالی بر پا می‌شود. مزیت دیگر این مکانیسم، افزایش خودکار سطح تماس در نواحی پرفشار است، به طوری که در صورت استفاده از کفی کاملاً ویسکوز در کفش، هر ناحیه از پا که فشار بیشتری اعمال کند، تغییر شکل بیشتری در کفی کفش به وجود آورده و سطح تماس در آن ناحیه به طور غیرمستقیم افزایش نسبی خواهد داشت؛ از این رو این‌طور می‌توان فرض نمود که در صورت استفاده از کفی کاملاً ویسکوز، در درجه اول به دلیل اثر دمپینگ بالا نیروهایی با فرکانس بالای طی تماس اولیه پا یا شوک کوتاه‌مدت اولیه کاهش قابل توجهی داشته باشد و در مرحله بعد ناحیه-ای با فشار زیاد در کف پا وجود نداشته باشد و توزیع فشار در کف پا در تمامی نواحی میزان مشابه و زیرآستانه‌ای داشته باشد. هدف تحقیق حاضر مقایسه توزیع فشار کف پای و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بین کفش هیدرودینامیک محقق‌ساخته و کفش ورزشی EVA بود.

مواد و روش‌ها

روش تحقیق حاضر به علت غیرقابل کنترل بودن همه عوامل اثرگذار از نوع نیمه‌تجربی است. در تحقیق کنونی ۱۰ مرد سالم (با میانگین سنی ۲۵ و انحراف استاندارد ۵ سال، میانگین وزنی ۷۴ و انحراف استاندارد ۷ کیلوگرم و میانگین قد ۱٫۷۶ و انحراف استاندارد ۱۲ سانتی‌متر) شرکت کردند که هیچ‌گونه ناهنجاری ساختاری و عملکردی در اندام تحتانی خود نداشتند (از قبیل کف پای صاف، کف پای گود، شست پای کج، کوتاهی اندام تحتانی، زانوی ضربدری و زانوی پرانتری). تمامی داوطلبان قبل از شرکت در آزمون به طور کامل از مراحل کار و همچنین بی‌زیان بودن آن آگاه شدند و پس از مطالعه و امضاء فرم رضایت‌نامه به طور داوطلبانه در آزمون شرکت کردند. کفش پیشنهادی برای این منظور کفشی مشابه سایر کفش‌های پیاده‌روی راکر، ولی با کمی تغییر در کفی آن است. جنس کفی کفش از متریال EVA سبک بوده که داخل این کفی کپسولی سرتاسری از جنس سیلوکون قرار می‌گیرد. در این کپسول سیلیکونی مایعی با ویسکوزیته معین در مخازنی با شکل از پیش تعریف شده قرار دارد که به دنبال تماس پاشنه و پنجه در الگوی طبیعی راه رفتن این مایع از طریق مسیرهای از پیش تعیین شده با مکانیسمی هدفمند حرکت می‌کند که حداکثر اثربخشی را به منظور افزایش زمان تماس، افزایش سطح تماس در نواحی پرفشار و همچنین افزایش فعالیت عضلات در هنگام پوش آف و افزایش انرژی مصرفی را داشته باشد (همانند تأثیر پیاده‌روی روی ماسه). در تصویر زیر اثربخشی نمونه اولیه کفش ساخته شده با مکانیسم هیدرودینامیکی روی توزیع فشار کف پای، دمپینگ در هنگام برخورد پاشنه در فرکانس بالا و افزایش فعالیت عضلات طی پوش آف به نمایش در آمده است.

¹ Ethylene Vinyl Acetate

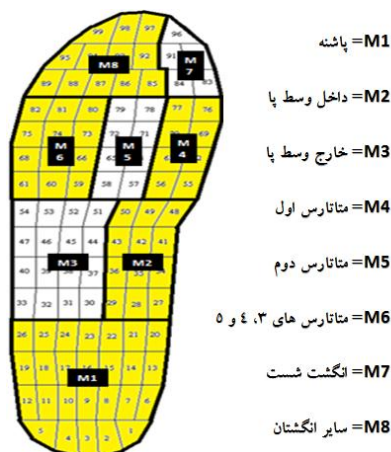


تصویر ۱: نمونه کفش هیدرودینامیک

به منظور مقایسه نیز از کفش ورزشی آسیکس با کف EVA و دارای ژل جذب کننده نیرو استفاده شد. اطلاعات توزیع فشار کف پایی با استفاده از سیستم اندازه گیری توزیع فشار کف پایی (Pedar-X insole system) ساخت کشور آلمان (مونیک) شامل کفی کفش حاوی ۹۹ سنسور است که به درون کفش می‌رود، در فرکانس 90 Hz اندازه گیری شد. این سیستم پیش از اینکه به درون کفش مورد نظر هدایت شود، توسط دستگاه Trublu® Calibration Device، روی دامنه 600 Kpa و فرکانس 50 Hz کالیبره شد. برای اجرای فرآیند آزمون گیری ابتدا آزمودنی کفش مورد نظر را به پا کرد و سپس سیستم پدار به درون کف کفش وارد شد. پس از آماده شدن فرد از او خواسته شد تا به مدت دو دقیقه با وسایل آزمایشگاهی راه برود تا با شرایط محیط و سیستم‌های اندازه گیری آشنایی لازم را پیدا کند. پس از آماده سازی فرد، تجهیزات و نرم افزار Pedar-X، از آزمودنی خواسته شد تا از ابتدای راهرو با سرعت طبیعی به سمت انتهای راهرو حرکت کند و پس از رسیدن به انتهای راهرو مجدداً دور زده و مسیر راهرو را برگردد. فرآیند مذکور در ۵ تکرار انجام شد؛ به طوری که آزمودنی ۵ بار مسیر راهرو را پیمود. هم‌زمان اطلاعات مربوط به توزیع فشار کف پایی از طریق امواج وایرلس به رایانه آزمایشگاه ارسال شد.

گام‌هایی که از الگوی نرمال تبعیت نمی‌کردند، از مجموع اطلاعات حذف شدند. به طور طبیعی اکثر آزمودنی‌ها با ۵ گام به انتهای راهرو رسیدند و از آنجایی که هر آزمودنی طول مسیر راهرو را ۵ بار طی کرده بود، در مجموع ۲۵ گام برای هر فرد به ثبت رسیده بود. ۵ گام اول یعنی اولین باری که آزمودنی مسیر راهرو را طی کرده بود با این فرض که احتمالاً آشنا شدن فرد با روند آزمون گیری و ۵ گام آخر یعنی آخرین مرتبه‌ای که فرد راهرو را پیموده بود با این فرض که آزمودنی خسته شده و این خستگی ممکن است روی الگوی توزیع فشار او اثر بگذارد، از مجموع داده‌ها حذف شد. با توجه به این که آزمودنی مسیر راهرو را در ۵ گام پیمود، اطلاعات مربوط به گام‌های اول به منظور احتمال اثر فرآیند آغاز راه رفتن روی الگوی طبیعی توزیع فشار و گام آخر به منظور احتمال اثر فرآیند انتهای راه رفتن روی الگوی طبیعی توزیع فشار از مجموع اطلاعات حذف گردید. در مجموع از ۲۵ گام ۱۲ گام مفید برای هر پا باقی ماند که در مراحل بعدی تجزیه و تحلیل به کار گرفته شد.^[۱۱]

در مرحله بعد اطلاعات مربوط به ۱۲ گام از نرم افزار Pedar-X خارج شده و به نرم افزار Microsoft Excel منتقل شد. ابتدا با استفاده از این نرم افزار برای هر سنسور دستگاه (از مجموع ۹۹ سنسور موجود) در هر گام حداکثر فشار مورد محاسبه قرار گرفت. سپس مقادیر مربوط به حداکثر فشار برای ۱۲ گام در هر سنسور میانگین گیری شد. در مرحله بعد با استفاده از نرم افزار Pedar-X کف پای آزمودنی‌ها به ۸ منطقه آناتومیکی تقسیم بندی شد.



تصویر ۲: تقسیم بندی کف پا به ۸ ناحیه آناتومیکی

سطح تماس برای هر کدام از پنج ناحیه فوق مجدداً توسط دستگاه Pedar-X مورد محاسبه قرار گرفت. برای محاسبه حداکثر فشار در هر ناحیه با اطلاعات مربوط به حداکثر فشار هر سنسور که در مرحله قبل میانگین‌گیری شده بود، مجدداً در سنسورهای مربوط به هر منطقه میانگین‌گیری شد. سپس از طریق ضرب حداکثر فشار هر ناحیه با در سطح تماس همان ناحیه، نیروی عکس‌العمل عمودی فرد در آن ناحیه به دست آمد که پس از نرمال‌سازی بر حسب درصدی از وزن بدن نشان داده شد. در مجموع اطلاعات مربوط به حداکثر فشار (kPa)، میانگین نیروی عکس‌العمل عمودی زمین (N)، سطح تماس (mm^2)، و انتگرال فشار زمان تماس (kPa.m) در هر ناحیه با مورد محاسبه قرار گرفت و وارد مرحله تجزیه و تحلیل آماری شد.

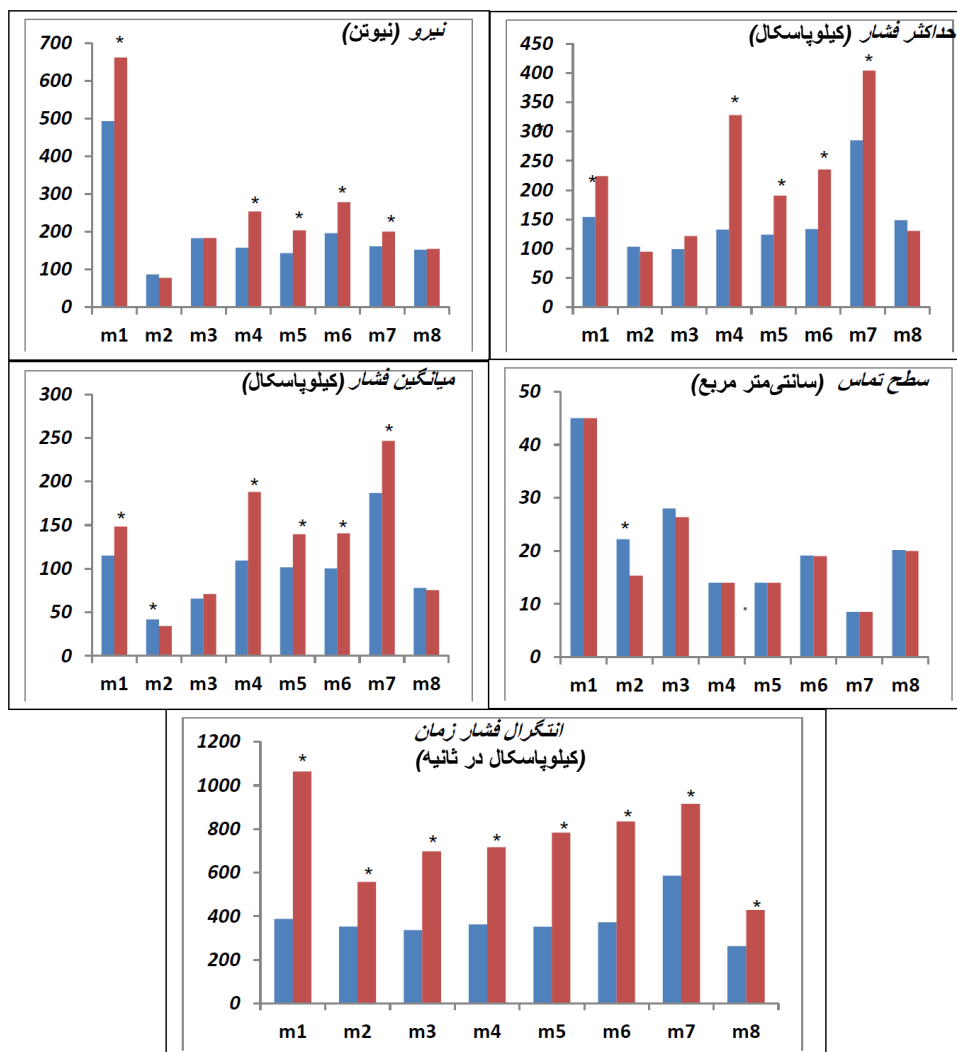
از میانگین و انحراف استاندارد به منظور آمار توصیفی و از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف به منظور بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. از آمار استنباطی تی مستقل به منظور مقایسه نتایج بین دو کفش استفاده شد ($P \leq 0.05$).

یافته‌ها

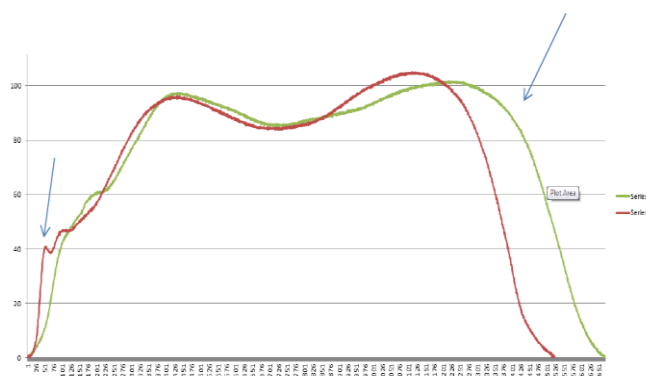
میانگین و انحراف استاندارد نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، حداکثر فشار، میانگین فشار، سطح تماس و انتگرال فشار زمان در هشت ناحیه آناتومیکی پا در جدول ۱ ارائه شده است. نتایج آزمون تی مستقل در خصوص مقایسه نتایج بین کفش عادی ورزشی و کفش مخصوص هیدرودینامیک در جدول برجسته شده است. نتایج جدول ۱ نشان می‌دهد در نواحی ۱، ۴، ۵، ۶ و ۷ نیرو، حداکثر فشار، میانگین فشار و در تمام مسک‌ها انتگرال فشار زمان در کفش هیدرودینامیک کمتر از کفش ورزشی عادی است. به منظور ارائه وضوح بیشتر نمودار میله‌ای در خصوص مقایسه نیرو، حداکثر فشار، میانگین فشار، سطح تماس و انتگرال فشار زمان به همراه نتایج آزمون تی مستقل در خصوص مقایسه این متغیرها ارائه شده است.

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد و نتایج آزمون تی مستقل نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، حداکثر فشار، میانگین فشار، سطح تماس و انتگرال فشار زمان در هشت ناحیه آناتومیکی پا بین کفش ورزشی و هیدرودینامیک

مسک	نیرو (نیوتن)		حداکثر فشار (کیلوپاسکال)		میانگین فشار (کیلوپاسکال)		سطح تماس (میلی‌متر مربع)		انتگرال فشار زمان (کیلوپاسکال در ثانیه)	
	کفش ورزشی	کفش مخصوص	کفش ورزشی	کفش مخصوص	کفش ورزشی	کفش مخصوص	کفش ورزشی	کفش مخصوص	کفش ورزشی	کفش مخصوص
مسک ۱	۶۶۱/۶۷*	۴۹۳/۳۳*	۲۴*	۱۵۴*	۱۴۸/۳*	۱۱۵/۱۱*	۴۵	۴۵	۱۰۰۶/۳*	۳۸۷/۳*
	(۱۱۹/۳۹)	(۹۰/۵)	(۱۷/۳۶)	(۱۰/۸۷)	(۲۴/۲)	(۱۲/۵)	(۰)	(۰)	(۱۶۱/۳)	(۸۷)
مسک ۲	۷۸	۸۶/۸	۹۴/۶۶	۱۰۳/۳۳	۳۴/۳۳*	۴۱/۶*	۱۵*	۲۲/۲*	۵۶۶/۶*	۳۵۳/۳*
	(۲۵/۴۸)	(۲۰)	(۹/۷۷)	(۱۰/۸)	(۱۱/۳)	(۱۵/۴)	(۴/۸)	(۰/۲۴)	(۸۸/۵)	(۴۸/۰۹)
مسک ۳	۱۸۲/۲۳	۱۸۳/۳۷	۱۲۱/۳	۹۹/۱۶	۷۱/۷	۶۵/۴۹	۲۸	۲۶/۳۳	۶۹۷/۳۳*	۳۶۲/۱۶*
	(۳۱/۸۸)	(۱۰/۷۸)	(۱۹/۵۱)	(۹/۷۳)	(۱۵/۹)	(۱۷)	(۰)	(۰/۴۸)	(۱۲۶/۵)	(۷۱/۷)
مسک ۴	۲۵۳/۳۳*	۱۵۷/۳۷*	۳۲۸/۳۳*	۱۲۳/۳۳*	۱۸۰/۸*	۱۰۹/۲*	۱۴	۱۴	۷۱۶/۶*	۳۳۶/۶*
	(۲۵/۸۸)	(۱۰/۷۸)	(۷۲/۴۸)	(۳۰/۷۷)	(۲۳/۷)	(۲۰/۶)	(۰)	(۰)	(۱۱۰/۷)	(۵۶/۱۶)
مسک ۵	۲۰۳/۳۳*	۱۴۳/۵۳*	۱۹۰/۶۷*	۱۲۴*	۱۳۹/۶*	۱۰۱/۵*	۱۴	۱۴	۷۸۲/۶*	۳۵۱/۶*
	(۲۵/۴۶)	(۱۵/۸)	(۲۹/۵۴)	(۳۰/۱۱)	(۱۶/۶)	(۱۴/۲)	(۰)	(۰)	(۱۳۶/۷)	(۶۹/۸)
مسک ۶	۲۷۸*	۱۹۵/۹۳*	۲۳۵*	۱۳۳/۵*	۱۴۰/۳۳*	۱۰۰/۴*	۱۹	۱۹/۱	۸۳۵*	۳۷۳/۳*
	(۲۹/۳۸)	(۱۷/۷۴)	(۴۳/۶۸)	(۳۹)	(۱۰/۴۲)	(۱۱/۱۷)	(۰)	(۰/۱۲)	(۶۷/۴)	(۵۸/۷۷)
مسک ۷	۲۰۰*	۱۶۱*	۴۰۴*	۲۸۵*	۲۴۶/۶*	۱۸۶/۷*	۸/۵	۸/۵	۹۱۴/۶۷*	۵۸۶/۳*
	(۱۶/۹۷)	(۱۷/۶۴)	(۴۶/۷۳)	(۳۵/۹)	(۲۶/۹)	(۱۸/۸)	(۰)	(۰)	(۱۰۶/۹)	(۵۰/۶۲)
مسک ۸	۱۵۴/۶	۱۵۲/۳	۱۳۰/۳	۱۴۸	۷۵/۵	۷۷/۸۳	۲۰	۲۰/۱	۴۲۸/۳۳*	۲۶۳/۴۷*
	(۲۷/۲۶)	(۲۷/۲۰)	(۲۵/۸۱)	(۱۵/۴۹)	(۱۳/۱۹)	(۱۱/۲)	(۰)	(۰/۱۶)	(۱۰۰/۸)	(۲۹/۲۷)



نمودار ۱: نمودار میله‌ای در خصوص مقایسه نیرو، حداکثر فشار، میانگین فشار، سطح تماس و انتگرال فشار زمان به همراه نتایج آزمون تی مستقل



نمودار ۲: نمودار نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در کفش ورزشی عادی (قرمز) و کفش مخصوص هیدرودینامیک (سبز)

بحث

هدف تحقیق حاضر مقایسه توزیع فشار کف پای و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین حین راه رفتن با کفش محقق‌ساخته با استفاده از مکانیسم هیدرودینامیک و کفش ورزشی EVA بود. نتایج این مطالعه نشان داد کفش مخصوص در کاهش متغیرهای کینتیکی نظیر نیرو، حداکثر فشار، میانگین فشار و انتگرال فشار زمان نسبت به کفش ورزشی EVA به مراتب موفق‌تر است. دیکسون و همکاران^[۸] اثر کفی محقق‌ساخته را روی دوییدن مورد بررسی قرار دادند. یافته‌های این مطالعه نشان داد EVA بهترین ماده‌ای است که می‌تواند اثر بار ناشی از برخورد پاشنه را تا حد قابل قبولی کاهش دهد. این‌طور عنوان شده که محبوبترین ماده برای کف کفش، EVA با چگالی در محدوده

۱۵۰-۲۵۰ کیلوگرم بر متر مکعب است^[۶]؛ از این رو برای مقایسه در این مطالعه از کفشی با این ماده استفاده شد. استفاده از ماده برای ساخت کفی کفش تنها به EVA محدود نمی‌شود و مواد زیادی وجود دارند که نقش آنها در تأثیرپذیری روی کاهش توزیع فشار کف پای به تأیید رسیده است. در همین راستا ویندل و همکاران^[۹] کفی‌های محقق‌ساخته‌ای را درون پوتین سربازی قرار دادند و اثر آن را روی توزیع فشار کف پای مورد بررسی قرار دادند. یافته‌های این مطالعه نشان داد سوربوتان بهترین ماده برای کاهش توزیع فشار کف پای طی هیل استرایک است. بیرک و همکاران^[۱۰] نیز اثر کفش با کفی پورون روی توزیع فشار کف پای افراد دیابتی را مورد بررسی قرار دادند. نتایج این مطالعه نشان داد استفاده از کفی با سفتی متوسط می‌تواند نقش مؤثرتری در کاهش توزیع فشار کف پای داشته باشد. با این حال همان‌طور که عنوان شد محبوبترین ماده برای کف کفش، EVA با چگالی در محدوده ۱۵۰-۲۵۰ کیلوگرم بر متر مکعب است و از این رو از این ماده برای مقایسه استفاده شد.

مکانیسم پیشنهادی تحقیق حاضر برخلاف سایر محصولات مشابه ساخت کفشی با مکانیسم هیدرودینامیک به منظور کاهش توزیع فشار کف پای بود. در واقع در این طرح از مایع در کف کفش استفاده شد؛ به طوری که به دنبال هر گام، پس از برخورد با زمین نیروی تماسی بین زمین و پا موجب تغییر شکل دائمی مایع از طریق حرکت آن درون کفش شده و انرژی کاملاً جذب شود. این جذب انرژی به دنبال حرکت مایع از سویی موجب افزایش زمان تماس و اثر دمپینگ شده که می‌تواند پیک نیرو در لحظه تماس را تا حد قابل توجهی کاهش دهد. همچنین موجب افزایش سطح تماس در نواحی می‌شود که فشار آن ناحیه بیشتر است (طبق قانون فشار مایع). در فاز دوم راه رفتن که به فاز اکتیو معروف است و به فعالیت زیاد عضلانی خصوصاً پلانترفلکسورها برای پیشروی نیاز است، این مکانیسم مایع موجب افزایش زمان فعالیت عضله می‌شود، چون در هنگام تماس پنجه با زمین، فرد به منظور اعمال فشار کافی به سوی زمین باید تمام مایع موجود در کفش را به حرکت وا دارد تا بتواند نیرو را به زمین منتقل کرده و پنجه را از زمین جدا نماید. این عامل به طور ایمنی افزایش فعالیت عضلات خصوصاً عضلات مچ پا و پلانترفلکسورها را به دنبال دارد و می‌تواند طی هر گام انرژی مصرفی را به طور قابل توجهی افزایش دهد. در این کپسول سیلیکونی مایعی با ویسکوزیته معین در مخازنی با شکل از پیش تعریف‌شده قرار دارد که به دنبال تماس پاشنه و پنجه در الگوی طبیعی راه رفتن این مایع از طریق مسیرهای از پیش تعیین‌شده با مکانیسمی هدفمند حرکت می‌کنند که حداکثر اثربخشی را به منظور افزایش زمان تماس، افزایش سطح تماس در نواحی پرفشار و همچنین افزایش فعالیت عضلات در هنگام پوش آف و افزایش انرژی مصرفی را داشته باشد (همانند تأثیر پیاده‌روی روی ماسه). ابعاد هندسی مسیرهای مخصوص حرکت مایع و همچنین ویسکوزیته مایع با استفاده از مدل‌سازی و آزمون‌های تجربی به دست آمد.

بر اساس نتایج این مطالعه کفش هیدرودینامیک توانسته در نواحی پاشنه، متاتارسال و همچنین انگشت شست کلیه متغیرهای کینتیکی را کاهش دهد. کاهش فشار را می‌توان به چند عامل نسبت داد؛ یک عامل افزایش سطح تماس است که در اینجا به دلیل عدم تفاوت معنادار سطح تماس نمی‌توان این تغییر در توزیع نیرو و فشار را به تغییر در سطح تماس نسبت داد. عامل دیگر افزایش زمان تماس است که با توجه به افزایش انتگرال فشار زمان این عامل نیز منتفی است. مکانیسم بعدی که محتمل‌ترین مکانیسم به منظور کاهش این نیرو و فشار در نواحی پرفشار است، جذب بار دمپینگ ناشی از حرکت مایع است، همان مکانیسمی که هدف کفش بود و کفش هیدرودینامیک در تحقق آن به خوبی موفق بود. فرجاد و همکاران^[۱۱] عنوان کردند پا طی راه رفتن در دو فاز تحت فشار قرار می‌گیرد؛ فاز اول غیرفعال است که پا به صورت غیرفعال خصوصاً ناحیه پاشنه تحت بار است و فاز دوم فاز فعال است که پا به دنبال انقباض و نیروی عضلات در معرض بار قرار می‌گیرد. یکی از مزایای کفش هیدرودینامیک کاهش بار در هر کدام از این دو فاز فعال و غیرفعال است. مولر^[۱] عنوان کرده توزیع فشار کف پای در سه صورت می‌تواند موجب بروز آسیب در کف پا شود: اعمال فشار بسیار زیاد، اعمال فشار کم در مدت زمان خیلی زیاد و فشارهای تکراری با مقدار متوسط که برای هزاران بار تکرار می‌شود. کاهش فشار بسیار زیاد از طریق کاهش حداکثر فشار، کاهش فشار کم در مدت طولانی از طریق کاهش انتگرال فشار زمان و کاهش فشارهای تکراری با مقدار متوسط برای هزاران بار از جمله روش‌هایی بود که از آن طریق کفش هیدرودینامیک در کاهش ریسک بروز آسیب مؤثر عمل می‌کند.

نتیجه‌گیری

یافته‌های تحقیق حاضر حاکی از این بود که کفش ساخته‌شده با مکانیسم هیدرودینامیک از طریق جذب دمپینگ بارها توانسته در تمامی نقاطی که فشار پا زیاد است، به طور قابل توجهی فشار را تعدیل نماید.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر در قالب طرح نوآوری پژوهشگاه تربیت بدنی انجام شد که بدین‌وسیله از حمایت‌های پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی قدردانی می‌شود.

1. Mueller MJ. Application of plantar pressure assessment in footwear and insert design. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 1999 Dec;29(12):747-55.
2. Knowles EA, Boulton AJ. Do people with diabetes wear their prescribed footwear?. *Diabetic medicine*. 1996 Dec;13(12):1064-8.
3. Paton JS, Roberts A, Bruce GK, Marsden J. Patients' Experience of therapeutic footwear whilst living at risk of neuropathic diabetic foot ulceration: an interpretative phenomenological analysis (IPA). *Journal of foot and ankle research*. 2014 Dec;7(1):16.
4. Waaijman R, Keukenkamp R, de Haart M, Polomski WP, Nollet F, Bus SA. Adherence to wearing prescription custom-made footwear in patients with diabetes at high risk for plantar foot ulceration. *Diabetes care*. 2013 Feb 16;DC_121330.
5. Armstrong DG, Lavery LA, Kimbriel HR, Nixon BP, Boulton AJ. Activity patterns of patients with diabetic foot ulceration: patients with active ulceration may not adhere to a standard pressure off-loading regimen. *Diabetes care*. 2003 Sep 1;26(9):2595-7.
6. Baker N, Leatherdale B. Audit of special shoes: are they being worn?. *Diabetic Foot*. 1999;2:100-4.
7. Bongaerts BW, Rathmann W, Heier M, Kowall B, Herder C, Stöckl D, Meisinger C, Ziegler D. Older subjects with diabetes and prediabetes are frequently unaware of having distal sensorimotor polyneuropathy: the KORA F4 study. *Diabetes Care*. 2012 Dec 19;DC_120744.
8. Dixon SJ, Waterworth C, Smith CV, House CM. Biomechanical analysis of running in military boots with new and degraded insoles. *Medicine and science in sports and exercise*. 2003 Mar;35(3):472-9.
9. Windle C, Gregory S, Dixon S. The shock attenuation characteristics of four different insoles when worn in a military boot during running and marching. *Gait & posture*. 1999 Mar 1;9(1):31-7.
10. Birke JA, Foto JG, Pfiefer LA. Effect of orthosis material hardness on walking pressure in high-risk diabetes patients. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*. 1999 Apr 1;11(2):43-6.
11. Farjad-Pezeshk A, Sadeghi H, Farzadi M. Comparison of Plantar Pressure Distribution and Vertical Ground Reaction Force between Dominant and None-Dominant Limb in Healthy Subjects Using Principle Component Analysis (PCA) Technique. *jrehab*. 2013; 14 (1) :91-102