



Comparison of Plantar Pressure Distribution and Selected Muscles Activity of the Lower Limb between Viscous and Common Foam Shoes

Abbas Farjad Pezeshk¹ , Mohammad Shariat Zadeh², Samira Gholamian³,
Mohammad Yousefi¹, Mehrdad Fathi⁴ 

1. Assistance Professor in Sports Sciences, Physical Education and Sport Sciences, Birjand University, Birjand, Iran
2. Assistance Professor in the Sports Sciences Research Institute of Iran (SSRII)
3. PhD. student in Sport Physiology, Ferdowsi University, Mashhad, Iran
4. Associate Professor, Faculty of Sport Sciences, Ferdowsi University, Mashhad, Iran

Received: 2019.February.16 Revised: 2019.April.13 Accepted: 2020.March.18 Published Online: 2020.April.13

ABSTRACT

Background and Aims: The plantar pressure distribution should not cause any change in muscle activity. The aim of the present study was to compare plantar pressure distribution and electrical muscle activity during walking between viscous shoes and EVA shoes.

Materials and Methods: A total of 10 healthy male individuals were recruited in the current quasi experimental study. A special shoe with specific feature of liquid flow was made for this study, which could reduce pressure from damping mechanism. An EVA shoe was also used for comparison as reference shoe. Plantar pressure distribution was measured using Pedar insole system and muscle activity was measured using Myon EMG system. Data analysis was done using Pedar X and ProEMG softwares and in eight regions of foot.

Results: It was found that special shoe with hydrodynamic mechanism could effectively reduce load in rear foot, forefoot, and toe regions but no significant differences were observed in muscle activity between shoes, except for gastrocnemius.

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

How to cite this article: Farjad, A, Shariat Zadeh, M, Gholamian, S, Fathi, M, Yousefi, M. Comparison of plantar pressure distribution and selected muscle activity of the lower limb between viscous and common foam shoes. *J Rehab Med.* 2021; 9(4): 173-182.

*Corresponding Author: Assistance Professor in Sports Sciences; Physical Education and Sport Sciences, Birjand University, Birjand, Iran

Email: Abbas.farjad@Birjand.ac.ir

مقایسه توزیع فشار کف پای و فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی بین کفش ویسکوز و کفش فومی رایج

عباس فرجاد پزشکی^{۱*}، محمد شریعتزاده^۲، سمیرا غلامیان^۳، محمد یوسفی^۱، مهرداد فتحی^۴

۱. استادیار گروه علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

۲. استادیار پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی

۳. دانشجوی فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران

۴. دانشیار فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۹/۰۵/۰۵

بازنگری مقاله ۱۳۹۹/۰۵/۰۱

دریافت مقاله ۱۳۹۹/۰۴/۲۲

چکیده

مقدمه و اهداف: امروزه کفش با قابلیت توزیع مطلوب فشار کف پای باید بدون افزایش فعالیت عضلانی صورت گیرد. هدف تحقیق حاضر مقایسه توزیع فشار کف پای و فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی بین کفش ویسکوز و کفش فومی رایج 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 فومی EVA به کار گرفته شد. توزیع فشار کف پای و فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی با استفاده از سیستم توزیع نیروی پدار و سیستم الکترومایوگرافی مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. تحلیل داده‌های توزیع فشار با استفاده از نرم‌افزار پدار-یکس و در هشت ناحیه مختلف پا و تحلیل الکترومایوگرافی با استفاده از نرم‌افزار متلب صورت گرفت.

یافته‌ها: یافته‌ها نشان داد کفش مخصوص ویسکوز توانسته فشار را در نواحی پاشنه، متاتارسال و شست به‌طور معناداری کاهش دهد، هرچند تغییری در فعالیت عضلات به‌جز دوقلو به چشم نخورد.

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 و به نظر نمی‌رسد انرژی مصرفی در این شرایط افزایش داشته باشد.

واژه‌های کلیدی: توزیع فشار کف پای؛ الکترومایوگرافی؛ پا؛ کفش ویسکوز؛ راه رفتن

نویسنده مسئول: استادیار گروه علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

آدرس ایمیل: Abbas.farjad@Birjand.ac.ir

مقدمه و اهداف

فشار زیاد در کف پا وجود نداشته باشد و توزیع فشار در کف پا در تمامی نواحی میزان مشابه و زیرآستانه‌ای داشته باشد. علاوه بر روش‌های رایجی نظیر استفاده از سیستم اندازه‌گیری توزیع فشار کف پای به منظور بررسی اثر متریال‌های مورد استفاده برای ساخت کفش‌های با متریال‌های مختلف، الکترومیوگرافی اغلب به‌عنوان روشی مکمل برای ارزیابی‌های بیشتر با هدف اطلاع از جزئیات رفتار اندام تحتانی مورد استفاده قرار می‌گیرد. دامنه فعالیت الکتریکی عضلانی محقق را قادر می‌کند تا تغییر در الگوی فعالیت عضلانی را در هنگام استفاده از کفش با متریال‌های مختلف مقدر کند.^[۸۱-۱۰] کفش‌ها به‌عنوان یک رابط بین بدن و سطح عمل می‌کنند؛ از این رو می‌توانند از طریق افزایش سطح تماس بین کفش و سطح روی بازخوردهای حسی تأثیر بگذارند.^[۱۱] تغییر در اطلاعات حسی ارسالی از سوی پا به دنبال تغییر در متریال کفش موجب تغییر در خروجی مکانیکی و حرکتی می‌شود و این عامل می‌تواند در نهایت روی فعالیت عضلات اندام تحتانی تأثیرگذار باشد.^[۱۲] هرگونه فعالیت یا تحریک غیرضروری عضلانی طی درمان ارتوپدی می‌تواند موجب افزایش اعمال بار و خستگی شود که یکی از اصلی‌ترین علل مشکلات زانو یا حتی نخاع شوکی است.^[۱۳] از این رو، باید به تغییر در فعالیت الکتریکی عضلانی طی استفاده از متریالی جدید به‌طور دقیق نگرسته شود تا خود عامل مشکلات بعدی نباشد. در همین راستا، مطالعات قبلی به بررسی بیومکانیک راه رفتن طی استفاده از کفش‌های با متریال‌های مختلف پرداخته‌اند.^[۱۴-۱۶] در مطالعات گذشته این‌طور نشان داده شد که به دنبال استفاده از پاشنه نرم به‌جای پاشنه سفت، افزایش دامنه فعالیت الکتریکی عضلانی در عضلات دوقلو، دوسرانی و درشت‌نی قدامی مشاهده می‌شود.^[۱۷-۱۸] در واقع استفاده از کفشی با متریال نرم موجب افزایش انرژی مصرفی می‌شود که ناشی از به‌کارگیری بیشتر تارهای عضلانی طی راه رفتن است. این دلیلی است که نشان می‌دهد نمی‌توان صرفاً از ماده‌ای نرم به منظور ساخت کفی کفش استفاده کرد و هدف برای این منظور باید مورد شناسایی قرار گیرد تا بر اساس آن در مورد نتیجه قضاوت شود. لازم به ذکر است در مطالعات گذشته نشان داده شد با استفاده از نوع خاص کفی محقق‌ساخته، فعالیت الکتریکی عضلانی در مقایسه با کفش با کفی عادی کاهش می‌یابد.^[۱۹]؛ از این رو، این‌طور می‌توان عنوان کرد که اثر کفش بسته به متریال اثرات متفاوتی روی فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی دارد و به منظور دستیابی به اطلاعات مرتبط و افزایش دانش اثر انواع کفی‌ها بر بیومکانیک کفش، در این مطالعه از فعالیت الکتریکی عضلانی به منظور بررسی اثر کفی‌های مختلف استفاده شد. هدف تحقیق حاضر مقایسه توزیع فشار کف پای و فعالیت عضلانی بین کفش ویسکوز محقق‌ساخته و کفش فومی EVA بود.

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 است 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 پلی‌اورتان ویسکوالاستیک (سیستماتیک)، کفش‌های راکر باتوم و تزریق سیلیکون تأکید داشتند. این‌طور عنوان شده است که محبوبترین ماده برای کف کفش فوم 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 ویسکوز به منظور جذب بارها یکی از مکانیسم‌های رایج در بافت‌ها و مفاصل بدن است؛ به‌عنوان 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، به‌طوری‌که 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 شد. 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، به‌طوری‌که 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 به‌طور غیرمستقیم افزایش نسبی خواهد داشت؛ از این رو، این‌طور می‌توان فرض نمود که در صورت استفاده از کفشی با کفی کاملاً ویسکوز، در درجه اول به دلیل اثر دمپینگ بالانبروهای با فرکانس بالای طی تماس اولیه پا یا شوک کوتاه‌مدت اولیه کاهش قابل توجهی داشته باشند و در مرحله بعد ناحیه‌ای با

¹ Ethylene Vinyl Acetate

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 ضربدري و زانوی پرانتری). تمامی داوطلبان قبل از شرکت در آزمون به‌طور کامل از مراحل کار و همچنین بی‌زیان بودن آن آگاه شدند و پس از مطالعه و امضای فرم رضایت‌نامه به‌طور داوطلبانه در آزمون شرکت کردند.

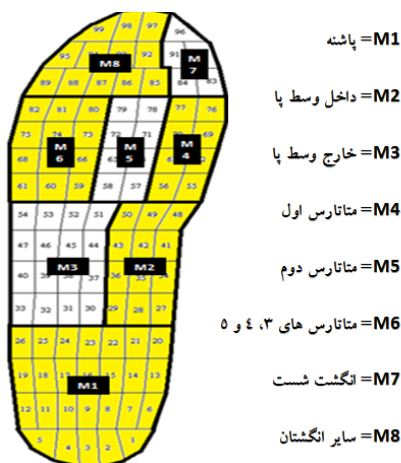
کفش پیشنهادی برای این منظور کفشی مشابه سایر کفش‌های پیاده‌روی راکر، ولی با کمی تغییر در کفی آن بود. جنس کفی کفش از متریال فوم EVA سبک بوده که داخل این کفی، کپسولی سرتاسری از جنس سیلوکون قرار می‌گیرد. در این کپسول سیلیکونی مایعی با ویسکوزیته معین در مخازنی با شکل از پیش تعریف شده قرار دارد که به دنبال تماس پاشنه و پنجه در الگوی طبیعی راه رفتن این مایع از طریق مسیره‌های از پیش تعیین شده 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). به منظور مقایسه نیز از کفش ورزشی آسیکس با کف فوم EVA و دارای ژل جذب‌کننده نیرو استفاده شد.

اطلاعات توزیع فشار کف پای با استفاده از سیستم اندازه‌گیری توزیع فشار کف پای Pedar-X Insole System ساخت کشور آلمان (مونیخ) که شامل کفی کفش حاوی ۹۹ سنسور بود که به درون کفش می‌رود، در فرکانس 90 Hz اندازه‌گیری شد. این سیستم پیش از اینکه به درون کفش مورد نظر هدایت شود توسط دستگاه Trublū® Calibration Device روی دامنه 600 Kpa و فرکانس 50 Hz کالیبره شد. اطلاعات الکترومایوگرافی عضلات دوقلو داخلی، درشت‌نی قدامی، نازکنی طویل و نعلی با استفاده از سیستم الکترومایوگرافی میون^۱ مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. الکترودها با فاصله ۲ سانتی‌متر از هم قرار داده شد و محل قرارگیری الکترودها بر اساس پروتکل ارائه شده توسط سنایم قرار گرفت. نرخ نمونه‌برداری اطلاعات الکترومایوگرافی ۱۰۰۰ هرتز انتخاب شد. برای اجرای فرآیند آزمون‌گیری، ابتدا آزمودنی کفش مورد نظر را به پا کردند و سپس سیستم پدار به درون کفش وارد شد. پس از آماده شدن فرد از او خواسته شد تا به مدت دو دقیقه با تجهیزات آزمایشگاهی راه برود تا با شرایط محیط و سیستم‌های اندازه‌گیری آشنایی لازم را پیدا کند. پس از آماده‌سازی فرد، تجهیزات و نرم‌افزار

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 پای از طریق امواج وایرلس به رایانه آزمایشگاه ارسال شد. اطلاعات الکترومایوگرافی نیز توسط نرم‌افزار پرو ای‌ام‌جی ثبت شد.

گام‌هایی که از الگوی نرمال تبعیت نمی‌کردند، از مجموع اطلاعات حذف شدند. به‌طور طبیعی، اکثر آزمودنی‌ها با ۵ گام به انتهای راهرو می‌رسیدند 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 آزمون‌گیری 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 اینکه آزمودنی مسیر راهرو را در ۵ گام می‌پیمود، 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.^{۱۲۱}

در مرحله بعد، اطلاعات مربوط به ۱۲ گام از نرم‌افزار Pedar-X خارج شده و به نرم‌افزار Microsoft Excel منتقل شد. ابتدا با استفاده از این نرم‌افزار 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 میانگین‌گیری شد. در مرحله بعد با استفاده از نرم‌افزار Pedar-X کف پای آزمودنی‌ها به ۸ منطقه آناتومیکی تقسیم‌بندی شد.



تصویر ۲. تقسیم‌بندی کف پا به ۸ ناحیه آناتومیکی

¹ Myon

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 ($P \leq 0.05$).

نتایج

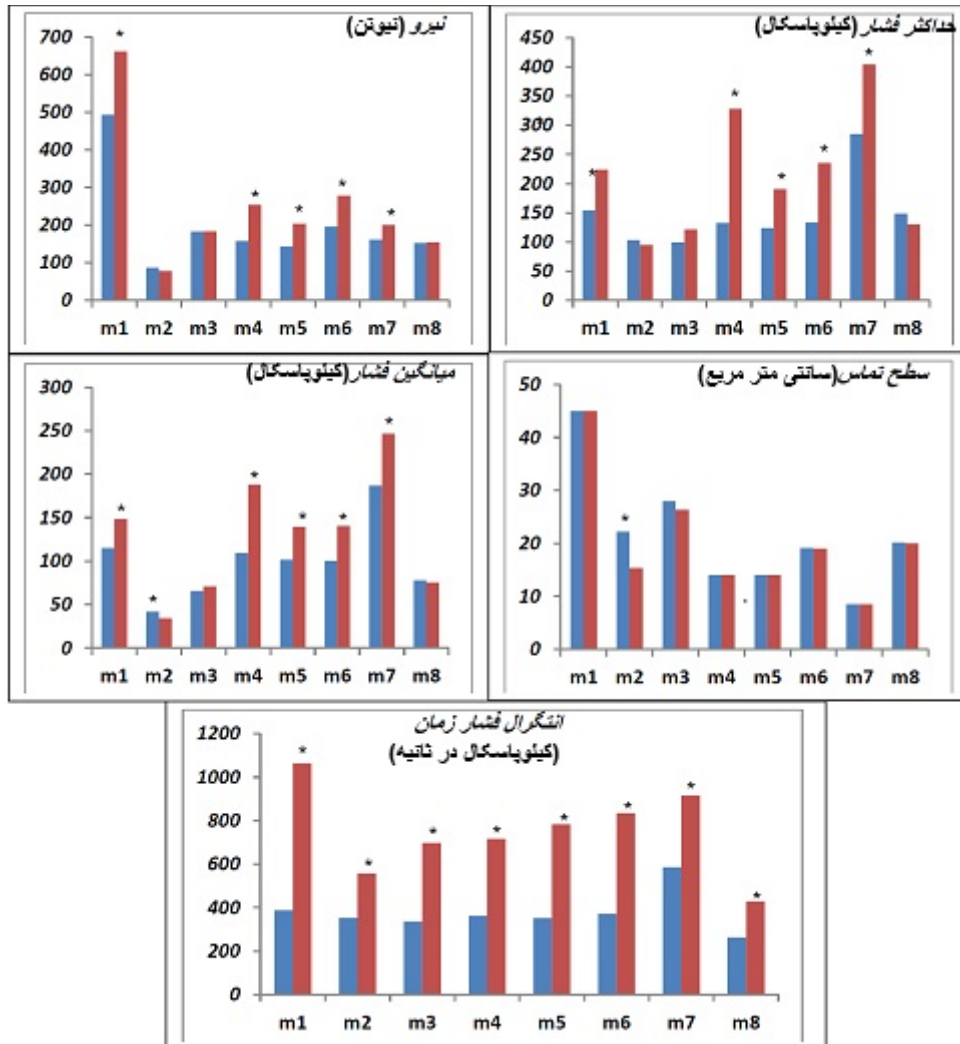
میانگین و انحراف استاندارد نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، حداکثر فشار، میانگین فشار، سطح تماس و انتگرال فشار زمان در هشت ناحیه آناتومیکی پا در جدول ۱ ارائه شده است. نتایج آزمون تی مستقل در خصوص مقایسه نتایج بین کفش عادی ورزشی و کفش مخصوص هیدرودینامیک در جدول برجسته شده است. نتایج جدول ۱ نشان می‌دهد در نواحی 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.

مجدداً توسط دستگاه Pedar-X سطح تماس برای هر کدام از پنج ناحیه فوق مورد محاسبه قرار گرفت. برای محاسبه حداکثر فشار در هر ناحیه پا، 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 پا در سطح تماس همان ناحیه، نیروی عکس‌العمل عمودی فرد در آن ناحیه به دست آمد که پس از نرمال‌سازی برحسب درصدی از وزن بدن نشان داده شد. در مجموع، اطلاعات مربوط به حداکثر فشار (kPa)، میانگین نیروی عکس‌العمل عمودی زمین (N)، سطح تماس (mm²)، و انتگرال فشار زمان تماس (kPa.m) در هر ناحیه پا مورد محاسبه و وارد مرحله تجزیه و تحلیل آماری شد.

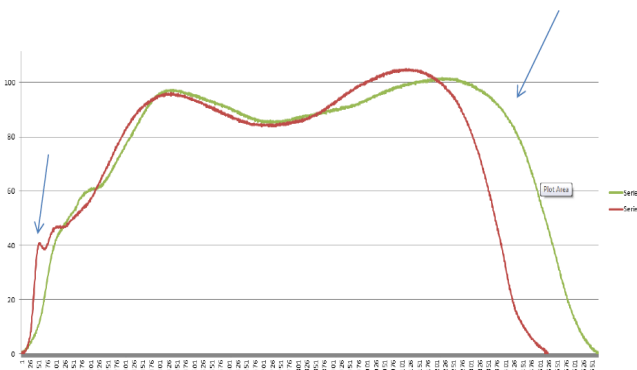
اطلاعات الکترومایوگرافی پس از ثبت توسط فیلتر میان‌گذر ۱۵-۵۰۰ هرتز فیلتر شد تا اطلاعاتی غیر از فعالیت عضلانی کاهش یابد. سپس موج سیگنال عضله یک‌سویه شده و پس از یک‌سویه شدن توسط فیلتر پایین‌گذر ۱۵ هرتز باتروژت هموارسازی سیگنال انجام شد. آغاز و پایان فعالیت الکتریکی عضلانی توسط رابطه میانگین فعالیت پایه به‌علاوه دو برابر انحراف استاندارد تعیین و سیگنال ای‌ام‌جی در این بازه زمانی میانگین‌گیری شد و برحسب حداکثر فعالیت ارادی عضله نرمال شد.

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*	۲۴۰*	۱۵۴*	۱۴۸/۳*	۱۱۵/۱۱*	۴۵	۴۵	۱۰۰۶/۳*	۳۸۷/۳*
	(۱۱۹/۳۹)	(۹۰/۵)	(۱۷/۳۶)	(۱۰/۸۷)	(۲۴/۲)	(۱۳/۵)	(۰)	(۰)	(۱۶۱/۳)	(۸۷)
مسک ۲	۷۸	۸۶/۸	۹۴/۶۶	۱۰۳/۳۳	۳۴/۳۳*	۴۱/۶*	۲۲/۲*	۱۵*	۵۶۶/۶*	۳۵۳/۳*
	(۲۵/۴۸)	(۲۰)	(۹/۷۷)	(۱۰/۸)	(۱۱/۳)	(۱۵/۴)	(۰/۲۴)	(۴/۸)	(۸۸/۵)	(۴۸/۰۹)
مسک ۳	۱۸۲/۳۳	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)	(۳۳/۷)	(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*	۱۹/۱	۱۹/۱	۸۳۵*	۳۷۳/۳*
	(۲۹/۳۸)	(۱۷/۷۴)	(۴۳/۶۸)	(۳۹)	(۱۰/۴۲)	(۱۱/۱۷)	(۰/۱۲)	(۰)	(۶۷/۴)	(۵۸/۷۷)
مسک ۷	۲۰۰*	۱۶۱*	۴۰۴*	۲۸۵*	۲۴۶/۶*	۱۸۶/۷*	۸/۵	۸/۵	۹۱۴/۶۷*	۵۸۶/۲*
	(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)



تصویر ۳. نمودار میله‌ای در خصوص مقایسه نیرو، حداکثر فشار، میانگین فشار، سطح تماس و انتگرال فشار زمان به همراه نتایج آزمون تی مستقل



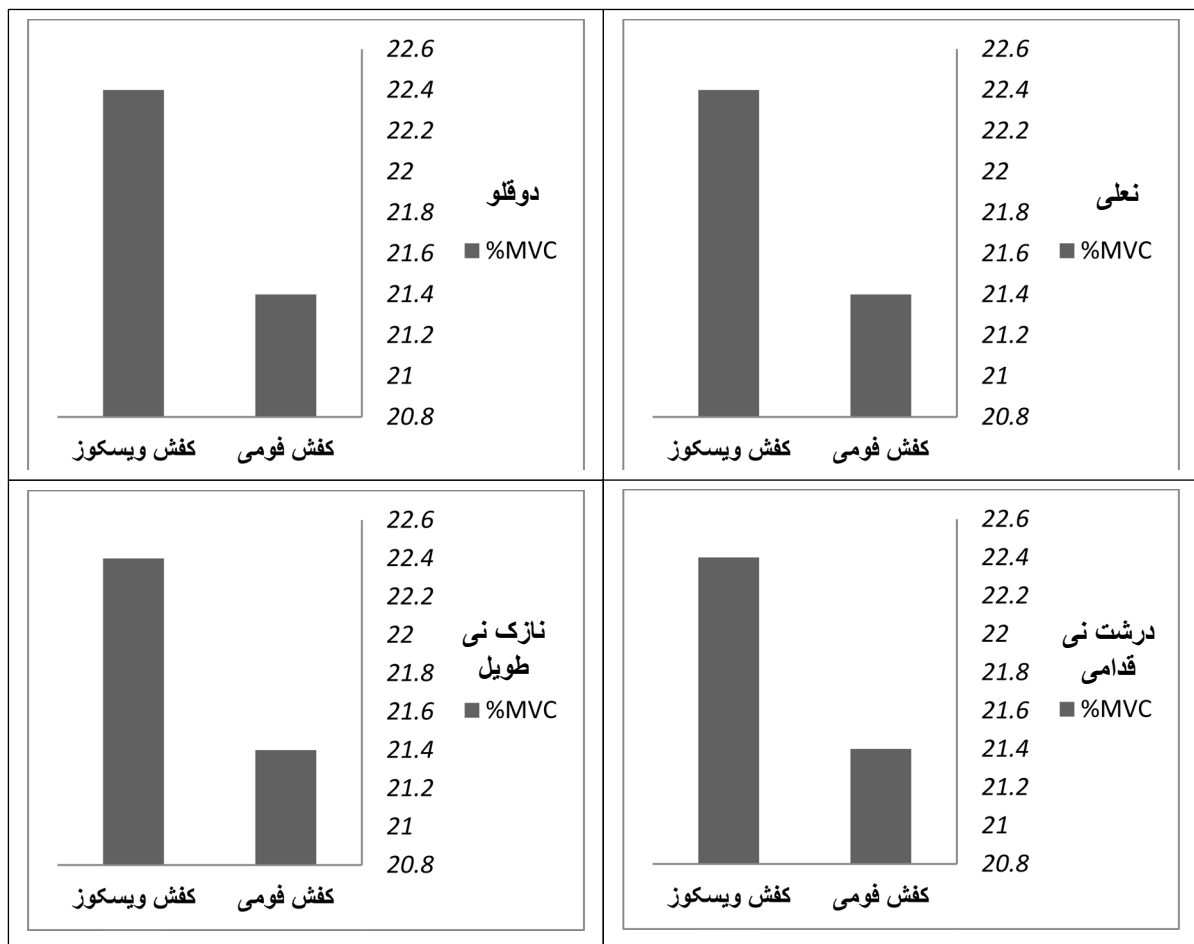
تصویر ۴. نمودار نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در کفش ورزشی عادی (قرمز) و کفش مخصوص هیدرودینامیک (سبز)

هیچ‌کدام از عضلات به‌جز دوقلو حین استفاده از دو کفش تفاوت معناداری مشاهده نمی‌شود و این‌طور به نظر می‌رسد کفش مد نظر توانسته بدون هیچ‌گونه اعمال بار بر عضلات، توزیع فشار کف پای را کاهش دهد.

اطلاعات مربوط به میانگین و انحراف استاندارد و همچنین نتایج آزمون تی مستقل فعالیت چهار عضله دوقلو، نعلی، نازکنی طویل و درشت‌نی قدامی طی راه رفتن با کفش فومی و ویسکوز در جدول ۲ ارائه شده است. نتایج نشان می‌دهد بین فعالیت الکتریکی

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد و همچنین نتایج آزمون تی بین فعالیت عضلات دوقلو، نعلی، نازک‌نی طویل و درشت‌نی قدامی بین کفش فومی و ویسکوز

عضله/متغیر	کفش	میانگین فعالیت هموارشده (درصد حداکثر)	انحراف استاندارد	آماره تی	سطح معناداری
دوقلو داخلی	فومی (EVA)	۰.۱۶۵۴	۰.۰۴۳	-۳.۴	*۰.۰۰۲
	ویسکوز	۰.۱۷۶۱	۰.۰۳۹		
نعلی	فومی (EVA)	۰.۲۰۵۲	۰.۰۵۵	-۰.۱۹	۰.۸۵
	ویسکوز	۰.۲۰۶۶	۰.۰۴۱		
نازک‌نی طویل	فومی (EVA)	۰.۲۰۰۳	۰.۰۴	-۰.۴۵	۰.۶۴۹
	ویسکوز	۰.۲۰۴۱	۰.۰۶۲		
درشت‌نی قدامی	فومی (EVA)	۰.۲۱۴۶	۰.۰۶۳	-۱.۰۳۸	۰.۳۰۴
	ویسکوز	۰.۲۲۴۹	۰.۰۴۵۵		



تصویر ۵. فعالیت نرمال شده عضلات دوقلو، نعلی، درشت‌نی قدامی و نازک‌نی طویل در کفش فومی و ویسکوز

با استفاده از مکانیسم هیدرودینامیک و کفش فومی EVA بود. نتایج این مطالعه نشان داد کفش ویسکوز در کاهش متغیرهای کینتیکی نظیر نیرو، حداکثر فشار، میانگین فشار و انتگرال فشار زمان نسبت به کفش فومی

بحث

هدف تحقیق حاضر، مقایسه توزیع فشار کف پای و فعالیت الکتریکی عضلات حین راه رفتن با کفش ویسکوز

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 می کند 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 پیاده روی روی ماسه).

نتایج حاصل از الکترومایوگرافی عضلات نعلی، درشتنی قدامی و نازکنی طویل نشان داد بین فعالیت این عضلات در کفش ویسکوز و کفش فومی تفاوت معناداری به چشم نمی خورد. از آنجایی که این عضلات هر کدام در مفصل مچ پا حرکتی متفاوت انجام می دهند و قادر هستند هرگونه تغییر در داده های حسی از سوی کفش و فعالیت عضله در این ناحیه را مشخص کنند، برای هدف مورد نظر انتخاب شدند. با این حال، علت عدم مشاهده تفاوت معنادار بین فعالیت عضلات در دو کفش می تواند به دلیل ویژگی های متفاوت در متریال باشد که نمی تواند تحریک قابل توجهی در داده های حسی فراهم کند که موجب افزایش فعالیت الکتریکی عضلانی شود. در مطالعات گذشته این طور نشان داده شد که به دنبال استفاده از پاشنه نرم به جای پاشنه سفت، افزایش دامنه فعالیت الکتریکی عضلانی در عضلات دوقلو، دوسرانی و درشتنی قدامی مشاهده شد. [۱۷-۱۸]

استفاده از کفشی با متریال نرم موجب افزایش انرژی مصرفی می شود که ناشی از به کارگیری بیشتر تارهای عضلانی طی راه رفتن است. این دلیلی است که نمی توان صرفاً از ماده ای نرم به منظور ساخت کفی کفش استفاده کرد و هدف برای این منظور باید مورد شناسایی قرار گیرد. لازم به ذکر است در مطالعات گذشته نشان داده شد با استفاده از نوع خاص کفی محقق ساخته، فعالیت الکتریکی عضلانی در مقایسه با کفش با کفی عادی کاهش داشت [۱۹-۲۰]؛ از این رو، اثر کفش می تواند بسته به متریال اثرات متفاوتی روی فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی داشته باشد. با این حال، ویژگی کفش ویسکوز در این است که توانسته بدون تأثیرگذاری بر فعالیت عضله (به جز دوقلو) و اعمال هیچ گونه بار اضافه بر مفاصل و افزایش انرژی مصرفی باعث کاهش توزیع فشار کف پای شود. این طور عنوان شده است که هرگونه فعالیت یا تحریک غیر ضروری طی درمان ارتوپدی می تواند موجب افزایش اعمال بار و خستگی شود که یکی از اصلی ترین علل مشکلات زانو یا حتی نخاع شوکی است [۲۱]؛ بنابراین می توان مزیت کفش ویسکوز را در افزایش ایمن سطح تماس و بدون عوارض جانبی آن دانست.

بر اساس نتایج مطالعه کنونی، کفش ویسکوز توانسته بدون هیچ گونه عواقب آسیب زایی برای مفاصل یا خستگی احتمالی در نواحی پاشنه، متاتارسال و همچنین انگشت شست کلیه متغیرهای کینتیکی را کاهش دهد.

EVA به مراتب موفق تر است. دیکسون و همکاران [۲۲] اثر کفی محقق ساخته را روی دویدن مورد بررسی قرار دادند؛ یافته های این مطالعه نشان داد EVA بهترین ماده ای است که می تواند اثر بار ناشی از برخورد پاشنه را تا حد قابل قبولی کاهش دهد. این طور عنوان شده است که محبوبترین ماده برای 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 نمی شود و مواد زیادی وجود دارد که نقش آنها در تأثیرپذیری روی کاهش توزیع فشار کف پای به تأیید رسیده است. در همین راستا، ویندل و همکاران [۲۳] کفی های محقق ساخته ای را درون پوتین سربازی قرار دادند و اثر آن را روی توزیع فشار کف پای مورد بررسی قرار دادند؛ یافته های این مطالعه نشان داد سوربوتان بهترین ماده برای کاهش توزیع فشار کف پای طی هیل استرایک است. بیرک و همکاران [۲۴] 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 می تواند نقش مؤثرتری در کاهش توزیع فشار کف پای داشته باشد. با این حال، همان طور که عنوان شد محبوبترین ماده برای کفش EVA با چگالی در محدوده ۱۵۰-۲۵۰ کیلوگرم بر متر مکعب است، بنابراین از این ماده برای مقایسه استفاده شد.

مکانیسم پیشنهادی مطالعه حاضر برخلاف سایر محصولات مشابه ساخت کفشی ویسکوز 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 می شود. این جذب انرژی به دنبال حرکت مایع از سویی موجب افزایش زمان تماس و اثر دمپینگ شده که می تواند پیک نیرو در لحظه تماس را تا حد قابل توجهی کاهش دهد، همچنین موجب افزایش سطح تماس در نواحی می شود 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 می شود، 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 می تواند طی هر گام انرژی مصرفی را به طور قابل توجهی افزایش دهد. در این کپسول سیلیکونی، مایعی با ویسکوزیته معین در مخازنی

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 بودند 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 ویسکوز از طریق جذب دمپینگ بارها توانسته در تمامی نقاطی که فشار پا زیاد است، به‌طور قابل توجهی فشار را تعدیل نماید، تعدیلی که موجب هیچ‌گونه فشار اضافی بر مفصل نشده و باعث خستگی فرد حین راه رفتن نمی‌شود.

تشکر و قدردانی

از تلاش‌های کلیه افرادی که در انجام پژوهش حاضر، ما را یاری رساندند، تشکر و قدردانی می‌شود.

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 ویسکوز در تحقق آن به‌خوبی موفق بود. فرجاد و همکاران^[۲۱] عنوان کردند پا طی راه رفتن در دو فاز تحت فشار قرار می‌گیرد؛ فاز اول غیرفعال است که پا به‌صورت 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 است توزیع فشار کف پای در سه صورت می‌تواند موجب موجب بروز آسیب در کف پا شود: اعمال فشار بسیار زیاد؛ اعمال فشار کم در مدت‌زمان خیلی زیاد؛ فشارهای تکراری با

منابع

- Mueller MJ. Application of plantar pressure assessment in footwear and insert design. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 1999 Dec;29(12):747-55.
- Knowles EA, Boulton AJ. Do people with diabetes wear their prescribed footwear?. *Diabetic medicine*. 1996 Dec;13(12):1064-8.
- 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.
- Waijman 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.
- 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.
- Baker N, Leatherdale B. Audit of special shoes: are they being worn?. *Diabetic Foot*. 1999;2:100-4.
- 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.
- Ludwig O, Kelm J, Fröhlich M. The influence of insoles with a peroneal pressure point on the electromyographic activity of tibialis anterior and peroneus longus during gait. *Journal of foot and ankle research*. 2016 Dec;9(1):33.
- Campanini I, Merlo A, Degola P, Merletti R, Vezzosi G, Farina D. Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2007 Aug 1;17(4):515-26.
- Turner AJ, Azevedo L, Schweltnus MP. The effect of different insole surfaces on running biomechanics, muscle recruitment and perceived comfort. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2004 May 1;36(5):S57.
- Dingenen B, Peeraer L, Deschamps K, Fieuws S, Janssens L, Staes F. Muscle-activation onset times with shoes and foot orthoses in participants with chronic ankle instability. *Journal of athletic training*. 2015 Jul;50(7):688-96.
- Nurse MA, Hulliger M, Wakeling JM, Nigg BM, Stefanyshyn DJ. Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2005 Oct 1;15(5):496-506.
- Weist R, Eils E, Rosenbaum D. The influence of muscle fatigue on electromyogram and plantar pressure patterns as an explanation for the incidence of metatarsal stress fractures. *The American journal of sports medicine*. 2004 Dec;32(8):1893-8.
- Virmavirta M, Perttunen J, Komi PV. EMG activities and plantar pressures during ski

- jumping take-off on three different sized hills. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2001 Apr 1;11(2):141-7.
15. Burgess KE, Swinton PA. Do Fitflops™ increase lower limb muscle activity?. *Clinical Biomechanics*. 2012 Dec 1;27(10):1078-82.
 16. Gefen A, Megido-Ravid M, Itzchak Y, Arcan M. Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait & posture*. 2002 Feb 1;15(1):56-63.
 17. Wakeling JM, Liphardt AM. Task-specific recruitment of motor units for vibration damping. *Journal of biomechanics*. 2006 Jan 1;39(7):1342-6.
 18. Wakeling JM, Liphardt AM, Nigg BM. Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. *Journal of biomechanics*. 2003 Dec 1;36(12):1761-9.
 19. Choi J, Jung JY, Won Y, Kim JJ. Biomechanical analysis on custom-made insoles in gait of idiopathic pes cavus. In *Journal of foot and ankle research* 2014 Apr (Vol. 7, No. 1, p. A131). BioMed Central.
 20. Moisan G, Cantin V. Effects of two types of foot orthoses on lower limb muscle activity before and after a one-month period of wear. *Gait & posture*. 2016 May 1;46:75-80.
 21. 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
 22. 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.
 23. 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.
 24. 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.