

Effect of Texture Insole on the Frequency Spectrum of Ground Reaction Forces in Children with Autism Spectrum Disorder during Walking

Mahrokh Dehghani^{*1}, AmirAli Jafarnezhadgero², Mohammad Abdollahpour Darvishani³

1. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

2. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

3. MSc. of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Received: 2019.October.25 Revised: 2019.November.25 Accepted: 2019.December.10 Published Online: 2019.December.13

ABSTRACT

Background and Aims: Using textured insoles in Autism Spectrum Disorder (ASD) individuals could be effective during walking. This factor is a major cause to change the frequency spectrum of ground reaction forces during walking. The aim of the present study was to evaluate the effect of texture insoles on the frequency spectrum of ground reaction forces in children with ASD during walking.

Materials and Methods: A quasi-experimental study was conducted on children with Autism Spectrum Disorder selected via available sampling. A total of 10 girls with ASD participated in the present study with the age range of 7-8 years old. A foot scan system (sampling rate: 300Hz) was used to assess frequency spectrum of ground reaction forces during walking with and without textured insoles and bare foot condition. Repeated measures ANOVA was used for statistical analyses.

Results: The results did not show any significant difference in the frequency spectrum of ground reaction forces in the vertical direction, hallux 1, and toes 2-5 among the three conditions of bare foot, shoe, and LP insole ($p > 0.05$). Also, the number of essential harmonics in the third metatarsal during insole condition was lower than that for bare foot condition by 29.32% ($p = 0.044$, $d = 1.13$). In addition, the number of essential harmonics of the fifth metatarsal during insole condition was lower than that of shoe condition by 27.19% ($p = 0.031$, $d = 1.33$).

Conclusion: The present study showed that the use of textured insole reduced the number of essential harmonics in the fifth metatarsal as compared to shoe walking and, therefore, could be recommended for the blind. However, it did not show any significant effect on most of the frequency spectral variables. Yet, further study is warranted.

Keywords: Frequency spectrum; Ground reaction force; Pronated foot

How to cite this article: Mahrokh Dehghani, AmirAli Jafarnezhadgero, Mohammad Abdollahpour darvishani. Effect of texture insole on the frequency spectrum of ground reaction forces in children with autism during walking. *J Rehab Med.* 2020; 9(3):102-111.

*Corresponding Author: Mahrokh Dehghani. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Email: mahrokh.dehghani@yahoo.com

بررسی اثر کفی تکسچر بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان دارای طیف اتیسم طی راه رفتن

ماهرخ دهقانی^{۱*}، امیرعلی جعفرنژادگرو^۲، محمد عبدالله پور درویشانی^۳

۱. استادیار رفتار حرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
 ۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
 ۳. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۹/۱۹

بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۹/۰۴

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۰۸/۰۳

چکیده

مقدمه و اهداف: استفاده از کفی تکسچر در افراد اتیسم می‌تواند بر مکانیزم راه رفتن تأثیرگذار باشد. این عامل در طی راه رفتن، عامل بالقوه‌ای در تغییر محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین می‌باشد. هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر کفی تکسچر بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان دارای اتیسم طی راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها: تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود. جمعیت مورد مطالعه کودکان دارای طیف اتیسم و نوع نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شد. ۱۰ کودک اتیسم به‌صورت هدفمند با دامنه سنی ۷-۸ سال در تحقیق حاضر شرکت کردند. برای اندازه‌گیری محتوای فرکانسی نیروهای عکس‌العمل زمین با و بدون کفی تکسچر و پای برهنه از دستگاه فوت‌اسکن (نرخ نمونه‌برداری: ۳۰۰ هرتز) استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌های آماری از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج تحقیق حاضر نشان داد که طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در هیچ‌یک از متغیرهای مولفه‌ی عمودی نیروهای عکس‌العمل زمین، انگشت شست پا و انگشتان ۲ تا ۵ در سه شرایط پای برهنه، کفش و کفی LP معنادار نبوده است ($P > 0.05$). همچنین تعداد هارمونی‌های ضروری در استخوان کف پای سوم در شرایط راه رفتن با کفی در مقایسه با پای برهنه ۲۹/۳۲ درصد کمتر بوده است ($d=1/13, P=0/044$). به‌علاوه، تعداد هارمونی‌های ضروری در استخوان کف پای پنجم در شرایط راه رفتن با کفی در مقایسه با کفش ۲۷/۱۹ درصد کمتر بوده است ($d=1/33, P=0/031$).
نتیجه‌گیری: تحقیق حاضر نشان داد استفاده از کفی باعث کاهش تعداد هارمونی‌های ضروری در استخوان کف پای در مقایسه با راه رفتن با کفش گردید، اما بر اکثر متغیرهای طیف فرکانس در اکثر نقاط کف پای تأثیر معناداری را نشان نداد؛ بنابراین می‌توان استفاده از این کفی را برای افراد نابینا توصیه نمود. انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه توصیه می‌شود.

واژه‌های کلیدی: طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین؛ اتیسم؛ راه رفتن؛ کفی تکسچر

نویسنده مسئول: ماهرخ دهقانی، استادیار رفتار حرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

آدرس ایمیل: mahrokh.dehghani@yahoo.com

مقدمه و اهداف

کاهش شوک وارده به اندام تحتانی، خستگی عضلانی، نیرو و فشار مورد توجه محققان قرار گرفته است.^[۱۵، ۱۶] کفی بافت‌دار به دلیل عملکرد مناسب باعث کاهش فعالیت‌های عضلانی برای ثبات و قرارگیری راستای غیرطبیعی پا می‌شود.^[۱۷] همچنین کفی بافت‌دار به دلیل بافت نرم و انعطاف‌پذیری به‌عنوان یکی از روش‌های مؤثر بر کاهش نیروهای عکس‌العمل زمین به کار گرفته می‌شود. صادقی و همکاران (۲۰۱۵) در تحقیق مروری به بررسی تاثیر انواع کفی و کفش بر تعادل سالمندان پرداختند؛ نتایج نشان داد کفی مختلف از سه طریق می‌تواند بر تعادل افراد تاثیر بگذارد: اول، توسط تقویت بازخورد حسی کف پا (مانند کفی‌های لرزاننده و یا دارای برجستگی)، دوم به‌وسیله تغییر در فشار کف‌پایی (مانند کفی‌های ساپورت قوس) و سوم توسط تغییر در راستای مچ پا (مانند تغییر در ارتفاع پاشنه).^[۱۸] بهشاد و همکاران (۲۰۱۶) در تحقیقی به بررسی اثر کفی سیلیکونی بر توزیع فشار کف پایی افراد دارای خار پاشنه پرداختند؛ نتایج نشان داد کفی سیلیکونی موجب کاهش فشار در نواحی قدامی-داخلی و کاهش حداکثر فشار در مناطق پنج‌گانه کف پا می‌گردد.^[۱۹] دهقانی (۲۰۱۸) به بررسی اثر کفی تکسچر بر متغیرهای فشار کف پایی در افراد نابینا پرداختند؛ نتایج نشان داد کفی بافت‌دار باعث کاهش محتوای فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن شده است که این امر کاهش احتمال آسیب در افراد نابینا را به دنبال خواهد داشت.^[۲۰]

محققان دلایلی مختلفی برای ایجاد آسیب‌های اندام تحتانی ذکر کردند که یکی از این عوامل نیروهای عکس‌العمل زمین می‌باشد.^[۱۸، ۱۹] در واقع اختلالات طی راه رفتن را می‌توان با استفاده از نیروهای عکس‌العمل زمین تشخیص داد.^[۲۰] دامنه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین به‌عنوان تابعی در حوزه فرکانس به‌جای تابعی در واحد زمان نمایش داده می‌شود و توسط الگوهای نوسانات موجود در داده‌ها^[۲۱] مشخص می‌شود. تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس از متغیرهای بیومکانیکی مانند نیروهای عکس‌العمل جهت ارزیابی محتوای فرکانس سیگنال‌های طبیعی و غیرطبیعی در فعالیت‌هایی نظیر راه رفتن استفاده می‌نماید.^[۲۲-۲۷] افزایش بیش‌ازحد طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی فاز اتکای راه رفتن باعث ایجاد اختلالات در عملکرد عصبی-مکانیکی مفاصل اندام تحتانی و عضلات می‌گردد.

کاهش آسیب‌های ناشی از راه رفتن در بیماران خاص یکی از مهم‌ترین اهداف پژوهش‌های بیومکانیکی بوده است. تاکنون مطالعات زیادی در مورد تاثیر کفی‌ها طی راه رفتن در گروه‌های مختلف انجام گرفته است، اما اثر کفی تکسچر بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد اتیسم مورد مطالعه علمی قرار نگرفته است. طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین یکی پارامترهای مهم در بیومکانیک ورزشی است که در آسیب‌پذیری ورزشکاران حین اجرای مهارت‌های ورزشی از جمله راه رفتن در افراد اتیسم نقش قابل توجهی می‌تواند داشته باشد. در نتیجه، بررسی اثر کفی

اوتیسم نوعی اختلال رشد است که قبل از سه سالگی بروز می‌کند.^[۱] این بیماری شامل طیف وسیعی از اختلالات گسترده توسعه است و در همه فرهنگ‌های قومی و گروه‌های اقتصادی یافت می‌شود. شیوع اتیسم در بیست سال گذشته افزایش یافته است.^[۲، ۳] علت آن ممکن است به سبب افزایش دسترسی به خدمات تشخیصی یا افزایش آگاهی از این بیماری باشد. اوتیسم با تغییرات در پیشرفت حرکتی، هیپوتونی، سفتی عضلات، آکینزیا، برادی کینزیا و اختلالات کنترل فشار خون همراه است و می‌تواند در حین فعالیت‌های روزانه مانند راه رفتن منجر به حرکات ناپایدار و غیرعادی شود.^[۴] این الگوهای راه رفتن غیرطبیعی می‌تواند منجر به درد، خستگی و افزایش فشار کف پایی شود که می‌تواند بر قابلیت‌های عملکردی کودک و کاهش کلی کیفیت زندگی تاثیر بگذارد.^[۴] مطالعات قبلی نشان داده‌اند که اتیسم بر الگوهای راه رفتن تاثیر می‌گذارد، اما تنها مطالعات اندکی از روش‌های کمی استفاده شده است.^[۵-۷] بسیاری از مطالعات متعاقباً هماهنگی حرکتی را در کودکان مبتلا به اتیسم بررسی کرده‌اند و بررسی اخیر، توسط Fournier و همکاران نشان داده است که کودکانی که به اتیسم مبتلا هستند ممکن است هماهنگی کمتری داشته و توانایی‌های حرکتی کمتری را نشان دهند.^[۸] اختلالات راه رفتن ممکن است در بین کودکان مبتلا به اتیسم شایع باشد. به‌عنوان مثال، مشاهده شده است که کودکان مبتلا به اتیسم بیشتر از گروه کنترل سالم در معرض راه رفتن بر روی انگشت می‌باشند.^[۹، ۱۰] مطالعات کمی الگوهای راه رفتن را به لحاظ بیومکانیکی در این افراد مورد بررسی قرار داده‌اند. تحقیقات گذشته صرفاً روی سینماتیک و داده‌های صفحه نیرو متمرکز شده‌اند.^[۱۱، ۱۲]

Martin و همکاران (۲۰۰۵) با بررسی ۹ کودک مبتلا به اوتیسم (۴-۶ سال) در مقایسه با ۶ گروه شاهد (۴-۶ سال) نشان دادند که افراد اتیسم طول گام کوتاه‌تری دارند.^[۶] Kind Regan و همکاران (۲۰۱۵) نیز نشان دادند کودکان دارای اتیسم دامنه حرکتی مچ پا و زانو را حین راه رفتن، با افزایش خم شدن لگن کاهش می‌دهند. کاهش لحظه‌ای فلکسور لگن و مچ پا، در کودکان دارای اتیسم ممکن است ضعف در اطراف مفصل زانو و مچ پا باشد.^[۱۲] همچنین یانگ و همکاران نشان دادند که مدت‌زمان راه رفتن در کودکان دارای اتیسم بیشتر از کودکان سالم است. همچنین بیان کردند که در کودکان اتیسم میزان فشار فعال و حداکثر فشار در قسمت پاشنه کمتر و در میانه و پنجه پا بیشتر می‌باشد.^[۱۳] Calhoun و همکاران (۲۰۱۱) بیان کردند که افراد دارای اتیسم طی راه رفتن زاویه پلاتنارفلکسوری کاهش و دورسی فلکسوری افزایش پیدا می‌کند.^[۴] به‌طور کلی، هر یک از این اختلال‌ها در افراد دارای اتیسم می‌تواند نیرو و فشار کف پایی را تغییر دهد و باعث ایجاد آسیب طی راه رفتن شود. تحقیقات گذشته نشان داد اگر فشار کف پا به‌طور مساوی در ناحیه پا توزیع شود، می‌تواند در کاهش آسیب‌های پا مؤثر باشد.^[۱۴] امروزه استفاده از کفی بافت‌دار برای

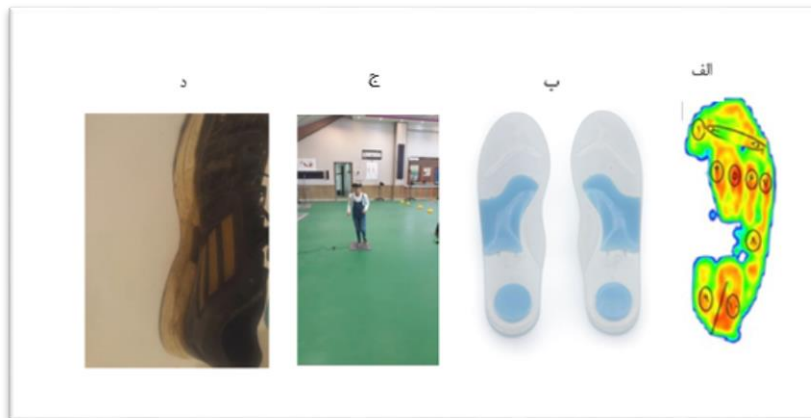
برای ثبت داده‌های متغیرهای فشار کف پایي ابتدا دستگاه فوت‌اسکن در مسیر راه رفتن ۱۰ متری قرار داده شد. برای تنظیم قرارگیری پای برتر آزمودنی‌ها بر روی دستگاه فوت-اسکن طی راه رفتن، ۵ مرتبه عمل راه رفتن به‌طور آزمایشی توسط هر آزمودنی انجام گرفت. سپس بعد از ۲ دقیق استراحت توضیحات لازم به آزمودنی داده شد و بعد از قرارگیری در ابتدای مسیر از آزمودنی خواسته شد با فرمان "رو" مسیر ۱۰ متری را طی کند. با قرارگیری پای برتر آزمودنی بر روی دستگاه فوت‌اسکن داده‌های متغیرهای فشار کف پایي با استفاده از نرم‌افزار (آ.اس.اسکن) و با فرکانس نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز ثبت شد. اگر فرد نمی‌توانست پای برتر خود را بر روی فوت‌اسکن مورد هدف قرار دهد یا به هر دلیلی تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد، از آزمودنی خواسته می‌شد کوشش راه رفتن را تکرار کند. راه رفتن در سه شرایط با و بدون استفاده از کفی LP (ساخت کشور آمریکا، Lp Support Insoles Silicone 321) و پای برهنه انجام شد. کفی‌های کفش طبی LP کاملاً استاندارد بود و سطح رویی این کفی‌ها دارای بالشتک‌هایی برجسته آبی‌رنگ است که پرکننده قوس کف پا می‌باشند و در جایگاه پاشنه پا نیز پدهای سیلیکونی دایره‌ای نرم جهت تقویت ماساژ کف پا می‌باشد. در قسمت فرورفتگی زیر انگشتان پا (جلوی کف پا) برجستگی ۸ میلی‌متری روی کفی قرار دارد که مسئولیت کمربندی ضد لغزش پا را داشته و ثبات قدم زدن را بهبود می‌بخشد (تصویر ۱). طی هر سه شرایط سه کوشش مورد قبول ثبت شد و میانگین سه کوشش راه رفتن جهت تحلیل-های آماری مورد استفاده قرار گرفت. کفی LP (دارای جذب شوک در قسمت پاشنه و میانه پا) مورد استفاده در پژوهش حاضر ساخت کشور آمریکا بود. بعد از اطمینان از صحت و سقم داده‌ها، داده‌های متغیر فشار کف پایي در طی فاز اتکای راه رفتن استخراج شد. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از Filter-Butterworth مرتبه چهارم و با برش فرکانس ۲۰ هرتز انجام شد. پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، تحلیل هارمونیک طبق رابطه زیر و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۶ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد.

تکسچر بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین به منظور شاخص‌های جهت پی بردن به اثرات کفی تکسچر جهت بهبود عملکرد و جلوگیری از پیشرفت آسیب در کودکان دارای اتیسم امری ضروری به نظر می‌رسد. در نتیجه نتایج این پژوهش می‌تواند باعث درک هرچه بیشتر اثر کفی تکسچر بر متغیرهای مهم طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین شود و این به نوبه خود ممکن است به پیشرفت فناوری کفی تکسچر در جهت بهبود عملکرد کودکان دارای اتیسم، جلوگیری از آسیب و حتی اثربخشی کفی در برنامه‌های درمانی کمک کند؛ لذا هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر کفی تکسچر بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان دارای اتیسم طی راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۱۰ نفر دختر دارای اتیسم با میانگین و انحراف معیار سن، قد و وزن به ترتیب برابر $6/80 \pm 11/03$ ، $124/80 \pm 11/35$ سانتی‌متر و $29/80 \pm 7/26$ کیلوگرم بود. معیارهای خروج از تحقیق حاضر شامل کودکان دارای طیف اتیسم بود که دارای اختلالات عصبی-حرکتی یا ارتوپدی بودند و یا از داروهایی که بر سیستم عصبی مرکزی تأثیر می‌گذارد، استفاده می‌کردند. معیارهای ورود به تحقیق شامل عدم اختلالات عصبی یا ارتوپدی ثانویه از جمله آسیب اندام تحتانی در شش ماه قبل از جمع‌آوری داده‌ها بود. سپس شناسایی پای غالب افراد از طریق شوت توپ فوتبال شناسایی شد.^[۲۸] شرکت‌کنندگان و والدین آن‌ها به‌طور کامل در مورد هدف و پروتکل مطالعه مطلع شده و رضایت‌نامه کتبی را به‌طور آگاهانه امضا کردند. پژوهش حاضر دارای کد اخلاق با شماره IR.ARUMS. REC.1396 بوده که از کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل دریافت گردید. تمام بخش‌های اجرایی پژوهش حاضر بر طبق بیانیه هلسینکی انجام شد.^[۲۹]

تجزیه و تحلیل راه رفتن



تصویر ۱. الف) نقاط فشار ده‌گانه، ب) کفی LP، ج) مسیر راه رفتن، د) کفش

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی‌های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد.

رابطه ۴.

$$f_{band} = f_{max} - f_{min} \text{ (when } p > 1/2 \times p_{max} \text{)}$$

f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال

f_{min} = حداقل فرکانس سیگنال

f_{band} = پهنای باند سیگنال

p_{max} = حداکثر توان سیگنال

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود که بر طبق روش آشنایدر، تعداد هارمونی‌های ضروری n_e برای بازسازی سطح ۹۵٪ از داده‌ها به‌عنوان تعدادی از هارمونی‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونی‌ها در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ است، در نظر گرفته شد.^[۳۱]

رابطه ۵.

$$\sum_{n=1}^{n_e} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^{n_e} \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.95$$

تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تایید شد. آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری جهت تحلیل آماری داده‌ها استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار اس.پی.اس.اس (SPSS) نسخه ۲۲ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد^[۳۲]:

$$d = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

یافته‌ها

نتایج نشان داد که طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در هیچ‌یک از متغیرهای مولفه‌ی عمودی نیروهای عکس-العمل زمین، انگشت پا و انگشتان ۲ تا ۵ در سه شرایط پای برهنه، کفش و کفی LP معنادار نبوده است ($P > 0.05$) (جدول ۱).

نتایج نشان داد که طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین در هیچ‌یک از متغیرهای مولفه‌ی استخوان کف پای اول، دوم و چهارم در سه شرایط پای برهنه، کفش و کفی LP معنادار نبوده است ($P > 0.05$) (جدول ۲). همچنین تعداد هارمونی‌های ضروری در استخوان کف پای سوم در شرایط راه رفتن با کفی در مقایسه با پای برهنه ۲۹/۳۲ درصد کمتر بوده است ($d = 1.13$, $P = 0.044$) (جدول ۲). به‌علاوه، تعداد هارمونی‌های ضروری در استخوان کف پای پنجم در شرایط راه رفتن با کفی در مقایسه با کفش ۲۷/۱۹ درصد کمتر بوده است ($d = 1.33$, $P = 0.031$) (جدول ۲).

داده‌های طیف فرکانس نیروهای عکس العمل زمین شامل فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد، میانه فرکانس، پهنای باند فرکانس و تعداد هارمونی‌های ضروری می‌باشد. تجزیه و تحلیل هارمونی‌ها برای تبدیل داده‌های نیروهای عکس العمل زمین به پارامترهای گسسته (ضرایب فوریه) از منحنی سری زمانی استفاده شده است. تحلیل دامنه فرکانس سیگنال‌های دوره‌ای را از طریق ضرایب هارمونی‌ها توصیف می‌کند و الگوی نوسانات منحنی نیرو-زمان را اندازه‌گیری می‌کند. فرکانس ۹۹/۵ درصد نشان-دهنده فرکانسی می‌باشد که حاوی ۹۹/۵ درصد توان سیگنال می‌باشد یا به عبارتی دیگر، ۹۹/۵ توان سیگنال پایین‌تر از آن فرکانس قرار دارد. میانه فرکانس در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد. پهنای باند فرکانس تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل زمانی که توان سیگنال بالاتر را نصف حداکثر توان سیگنال است، می‌باشد. تعداد هارمونی‌های ضروری n_e برای بازسازی سطح ۹۵ درصد از داده‌ها به‌عنوان تعدادی از هارمونی‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونی‌ها در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ در نظر گرفته شد.

طیف گسسته، دامنه فرکانس به‌صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود، مجموع n هارمونی‌ها برابر است با:

رابطه ۱.

$$F(t) = \sum A_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n)$$

A_n = دامنه ω_0 = فرکانس پایه n = ضریب هارمونی θ_n = زاویه فازی

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیرو، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شوند.^[۲۷، ۳۰]

رابطه ۲.

$$\int_0^{f_{99.5}} p(f) df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f) df$$

p = توان محاسبه شده، f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال، میانه فرکانس نیرو، میانه فرکانس در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد.

رابطه ۳.

$$\int_0^{f_{med}} p(f) df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f) df$$

f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال

f_{med} = میانه فرکانس سیگنال

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های عمودی نیروی عکس العمل زمین، انگشت پا و انگشتان ۲ تا ۵ با سه شرایط راه رفتن با پای برهنه، کفش و کفی

متغیر	مؤلفه	پای برهنه	با کفش	با کفی	P*	P@	P\$
مولفه‌های عمودی نیروی عکس العمل زمین	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۲±۲۰/۲۹	۷/۱±۴۰/۸۳	۷/۲±۶۰/۴۵	۰/۶۳۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۸/۳±۲۰/۲۲	۱۸/۴±۷۰/۳۷	۱۶/۵±۲۰/۱۱	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۸۸۴
	میان‌فرکانس	۲/۰±۰/۰۰	۲/۰±۰/۰۰	۲/۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
انگشت شست پا	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۰/۴±۹۰/۵۵	۱۵/۳±۹۰/۷۵	۱۳/۳±۷۰/۴۶	۰/۰۹۷	۰/۵۰۴	۰/۷۷۶
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۷/۴±۹۰/۰۶	۱۷/۴±۵۰/۷۱	۲۰/۵±۲۰/۷۳	۱/۰۰۰	۰/۹۰۴	۰/۸۹۴
	میان‌فرکانس	۲/۰±۰/۰۰	۲/۰±۴۰/۵۱	۲/۰±۱۰/۳۱	۰/۱۱۰	۱/۰۰۰	۰/۵۸۰
انگشتان ۲ تا ۵	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۰/۵±۵۰/۴۰	۱۰/۴±۱۰/۲۰	۹/۳±۴۰/۷۴	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۷/۴±۸۰/۳۶	۱۴/۴±۰/۴۷	۱۵/۵±۵۰/۵۶	۰/۵۵۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	میان‌فرکانس	۲/۰±۱۰/۳۱	۲/۰±۰/۰۰	۲/۰±۱۰/۳۱	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰±۰/۰۰	۱/۰±۰/۰۰	۱/۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

*اختلاف معناداری بین شرایط راه رفتن با پای برهنه و کفش
@اختلاف معناداری بین شرایط راه رفتن با پای برهنه و کفی
\$اختلاف معناداری بین شرایط راه رفتن با کفش و کفی

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد مؤلفه‌های استخوان کف پای اول، استخوان کف پای دوم، استخوان کف پای سوم، استخوان کف پای چهارم و استخوان کف پای پنجم با سه شرایط راه رفتن با پای برهنه، کفش و کفی

متغیر	مؤلفه	پای برهنه	با کفش	با کفی	P*	P@	P\$
استخوان کف پای اول	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۹/۳±۹۰/۶۳	۹/۴±۷۰/۱۶	۱۰/۳±۴۰/۰۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۸/۵±۲۰/۲۶	۱۵/۴±۱۰/۴۳	۱۴/۳±۴۰/۶۸	۰/۶۵۱	۰/۱۴۱	۱/۰۰۰
	میان‌فرکانس	۲/۰±۰/۰۰	۲/۰±۱۰/۳۱	۲/۰±۱۰/۳۱	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
استخوان کف پای دوم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۳±۹۰/۰۳	۱۰/۲±۰/۰۶	۸/۲±۹۰/۱۳	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۹۷۸
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۰/۵±۹۰/۳۲	۱۷/۵±۱۰/۵۶	۱۵/۴±۸۰/۸۷	۰/۱۶۱	۰/۰۹۸	۱/۰۰۰
	میان‌فرکانس	۲/۰±۱۰/۳۱	۲/۰±۰/۰۰	۲/۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
استخوان کف پای سوم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۲±۴۰/۵۰	۸/۲±۲۰/۶۹	۸/۱±۸۰/۶۱	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۲۰/۶±۸۰/۴۶	۱۷/۵±۱۰/۷۰	@۱۴/۴±۷۰/۳۲	۰/۷۳۳	@۰/۰۴۴	۰/۷۷۶
	میان‌فرکانس	۲/۰±۲۰/۴۲	۲/۰±۰/۰۰	۲/۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
استخوان کف پای چهارم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۸/۱±۱۰/۶۶	۹/۲±۹۰/۸۰	۱۰/۶±۶۰/۶۸	۰/۳۵۴	۰/۹۳۳	۱/۰۰۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹/۶±۵۰/۱۶	۱۷/۵±۷۰/۰۷	۱۵/۴±۴۰/۷۴	۱/۰۰۰	۰/۴۶۲	۰/۶۴۶
	میان‌فرکانس	۲/۰±۲۰/۴۲	۲/۰±۱۰/۳۱	۲/۰±۲۰/۴۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
استخوان کف پای پنجم	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۷/۲±۷۰/۳۵	۹/۴±۹۰/۳۳	۸/۴±۹۰/۳۳	۰/۵۹۴	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۹/۴±۸۰/۳۹	\$۲۲/۴±۸۰/۳۶	\$۱۶/۴±۶۰/۹۲	۰/۵۷۷	۰/۵۹۷	\$۰/۰۳۱
	میان‌فرکانس	۲/۰±۳۰/۴۸	۲/۰±۳۰/۴۸	۲/۰±۲۰/۴۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰±۰/۰۰	۱/۰±۰/۰۰	۱/۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

*اختلاف معناداری بین شرایط راه رفتن با پای برهنه و کفش
@اختلاف معناداری بین شرایط راه رفتن با پای برهنه و کفی
\$اختلاف معناداری بین شرایط راه رفتن با کفش و کفی

نتایج نشان داد که طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در هیچ‌یک از متغیرهای مولفه‌ی قسمت میانی، قسمت داخلی و خارجی پاشنه در سه شرایط پای برهنه، کفش و کفی LP معنادار نبوده است ($P > 0.05$) (جدول ۳).

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد مؤلفه‌های قسمت میانی پا، پاشنه قسمت داخلی و پاشنه قسمت خارجی با سه شرایط راه رفتن با پای برهنه، کفش و کفی

متغیر	مؤلفه	پای برهنه	با کفش	با کفی	P*	P@	P\$
قسمت میانی پا	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۱/۴±۱۰/۷۲	۱۱/۱±۱۰/۵۶	۱۱/۳±۳۰/۴۶	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۷/۴±۱۰/۵۵	۱۸/۵±۲۰/۴۳	۱۸/۵±۲۰/۹۷	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	میان‌فرکانس	۲/۰±۳۰/۴۸	۲/۰±۳۰/۴۸	۲/۰±۲۰/۴۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
پاشنه قسمت داخلی	پهنای باند فرکانس	۱/۰±۰/۰۰	۱/۰±۰/۰۰	۱/۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۴/۵±۱۰/۳۴	۱۲/۳±۵۰/۴۳	۱۱/۲±۸۰/۰۹	۱/۰۰۰	۰/۶۵۱	۱/۰۰۰
	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۷/۴±۷۰/۱۳	۲۰/۴±۷۰/۶۲	۱۶/۶±۶۰/۰۴	۰/۳۹۴	۱/۰۰۰	۰/۱۲۰
پاشنه قسمت خارجی	میان‌فرکانس	۲/۰±۳۰/۴۸	۲/۰±۰/۰۰	۲/۰±۲۰/۴۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	۱۱/۶±۷۰/۷۰	۱۵/۹±۵۰/۳۲	۱۸/۷±۴۰/۸۲	۱/۰۰۰	۰/۳۲۶	۱/۰۰۰
قسمت داخلی	تعداد هارمونی‌های ضروری	۱۸/۴±۱۰/۶۲	۱۵/۴±۶۰/۲۹	۱۸/۵±۹۰/۳۴	۰/۴۲۹	۱/۰۰۰	۰/۴۲۰
	میان‌فرکانس	۲/۰±۱۰/۳۱	۲/۰±۲۰/۴۲	۲/۰±۲۰/۴۲	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰
	پهنای باند فرکانس	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰۰

*اختلاف معناداری بین شرایط راه رفتن با پای برهنه و کفش
@اختلاف معناداری بین شرایط راه رفتن با پای برهنه و کفی
\$اختلاف معناداری بین شرایط راه رفتن با کفش و کفی

بحث

توسط تبادل انرژی و اندازه حرکت از پایی که با زمین برخورد می‌کند، موج شوک به بدن منتقل می‌شود.^[۳۴] در ارتباط با جذب و کاهش طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین، حرکت اندام قبل از تماس پا با زمین بر نیروهای عکس‌العمل زمین دستخوش تغییر می‌شود. در بعضی از افراد قبل از برخورد پا با زمین، سرعت پا را کاهش می‌دهند و یا آن را متوقف می‌کنند، ولی بعضی از آنان اجازه می‌دهند زمین پای آن‌ها را متوقف کند. هر دو مکانیسم بالا به یک سیستم عضلانی سالم برای کنترل نیاز دارند.^[۳۶، ۳۷] از کفی‌های بافتی در زمینه‌های مختلف با هدف بهبود عملکرد و جلوگیری از آسیب‌های مختلف طی راه رفتن استفاده شده است.^[۳۵، ۳۶] کاهش تکسچر باعث عملکرد بهتر جهت‌یابی پا در فضا^[۳۷]، کاهش نوسانات پا^[۳۸، ۳۹] و کاهش تغییرپذیری راه رفتن^[۳۵] می‌شود. بهبود در چنین متغیرهای عملکردی به‌نوبه خود ممکن است خطر صدمات را کاهش دهد، زیرا اطلاعات دقیق‌تر در مورد وضعیت پا در فضا و تعادل بهتر و مهارت راه رفتن ممکن است به افراد در برقراری ارتباط ایمن با محیط اطراف (به‌عنوان مثال، تریخیص موفقیت‌آمیز از موانع) کمک کند.^[۴۰] همچنین کفی می‌تواند نیروی وارده توسط ضربه در تماس با پاشنه را از بین ببرد تا آسیب بافت نرم

هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر کفی تکسچر بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان دارای اتیسم طی راه رفتن بود. نتایج نشان داد تعداد هارمونی‌های ضروری در استخوان کف پایی سوم در شرایط راه رفتن با کفی در مقایسه با پای برهنه ۲۹/۳۲ درصد کمتر بوده است. به‌علاوه، تعداد هارمونی‌های ضروری در استخوان کف پایی پنجم در شرایط راه رفتن با کفی در مقایسه با کفش ۲۷/۱۹ درصد کمتر بوده است. نتایج تحقیق حاضر به‌نوعی با حبیبی تیرتاشی و اسلامی (۱۳۹۳) و بهشاد و همکاران (۲۰۱۶) همخوانی دارد.^[۳۶، ۱۹]

حبیبی تیرتاشی و اسلامی نشان دادند استفاده از کفی باعث کاهش طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن می‌شود. بررسی اخیر توسط Fournier و همکاران نشان داد که کودکانی که به اتیسم مبتلا هستند ممکن است از هماهنگی و توانایی‌های حرکتی کمتری برخوردار باشند.^[۱۸] بهشاد و همکاران (۲۰۱۶) نشان دادند که کفی سیلیکونی موجب کاهش در نواحی قدامی-داخلی و کاهش حداکثر فشار در مناطق پنج‌گانه کف پا می‌گردد. در هنگام راه رفتن در ۵۰ میلی‌ثانیه بعد از تماس آغازین،

داشته است، به نظر می‌رسد در تحقیق حاضر کفی مورد استفاده نتوانسته عملکرد خود را به خوبی بر متغیرهای کف پایی اعمال کند. از دلایل اصلی عدم معناداری بر اکثر متغیرهای طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در قسمت‌های مختلف پا را احتمالاً می‌توان الگوی نامناسب راه رفتن در افراد اتیسم عنوان کرد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌های بود که از آن جمله می‌توان عدم وجود جنسیت مذکر در نمونه آماری اشاره نمود. از سوی دیگر، عدم ثبت هم‌زمان متغیرهای کینماتیکی و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات از دیگر محدودیت‌های این پژوهش بود و همچنین در پژوهش حاضر سرعت راه رفتن به صورت خودانتخابی بود.

نتیجه‌گیری

اگرچه تحقیق حاضر نشان داد استفاده از کفی باعث کاهش تعداد هارمونی‌های ضروری در استخوان کف پایی در مقایسه با راه رفتن با کفش گردید، اما بر اکثر متغیرهای طیف فرکانس در اکثر نقاط کف پایی تاثیر معناداری را نشان نداد؛ لذا پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آینده الگوی راه رفتن افراد دارای اتیسم را مد نظر قرار دهند و با طراحی کفی مناسب بر اساس الگوی راه رفتن بتوانند مؤثر واقع شوند.

تشکر و قدردانی

از تمامی آزمودنی‌های شرکت‌کننده که در تحقیق حاضر و همچنین مرکز اتیسم شهرستان اردبیل همکاری نمودند، سپاسگزاری می‌گردد.

تعارض منافع

نویسندگان پژوهش حاضر هیچ‌گونه ارتباط مادی یا معنوی با سازندگان کفی مورد استفاده در پژوهش نداشته‌اند.

به حداقل برسد. همچنین مواد نرم‌تر احتمالاً شوک را به طور مؤثر کاهش می‌دهد.^[۴۱] کفی مورد استفاده در تحقیق حاضر دارای فناوری جذب شوک در پاشنه و میانه پا بود. تحقیقات گذشته نشان داده است که محصولات جذب شوک زمان تماس اولیه پا را تا فشرده‌سازی کفش طولانی می‌کند. اگرچه توزیع فشار پا با مواد مختلف به کاررفته در کفی قابل تغییر است^[۴۲]، اما برخی مطالعات عنوان کردند جذب‌کننده شوک ممکن است خطر آسیب را کاهش دهد.^[۴۳] به طور کلی، می‌توان یکی از دلایل احتمالی کاهش تعداد هارمونی ضروری در استخوان کف پایی با کفی تکسچر در مقایسه با کفش خاصیت جذب شوک به کارگرفته در کفی و حفظ وضعیت بهتر پا در فضا و تعادل عنوان کرد.

همچنین نتایج نشان داد که طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در هیچ‌یک از متغیرهای مولفه‌ی عمودی نیروهای عکس‌العمل زمین، انگشت پا، انگشتان ۲ تا ۵، قسمت میانی، قسمت داخلی و خارجی پاشنه در سه شرایط پای برهنه، کفش و کفی LP معنادار نبوده است. به علاوه، طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در هیچ‌یک از متغیرهای مولفه‌ی استخوان کف پایی اول، دوم و چهارم در سه شرایط پای برهنه، کفش و کفی LP معنادار نبوده است. سیستم وستیبولار ناکارآمد، یک مشکل شایع در کودکان دارای اتیسم می‌باشد که ممکن است مسئول اختلال در راه رفتن باشد. سیستم دهلیزی در مورد حرکت و موقعیت بدن به مغز بازخورد می‌دهد. Jeffrey و همکاران نشان دادند افراد دارای اتیسم طی راه رفتن با اختلال در مفصل زانو، مچ پا و ران بر خوردار هستند^[۴۴] که این امر می‌تواند راه رفتن افراد اتیسم را دچار اختلال کند؛ به همین دلیل الگوی راه رفتن در افراد اتیسم بسیار متفاوت می‌باشد. در تحقیق حاضر اکثر افراد با الگوی پنجه راه می‌رفتند. با توجه به اینکه کفی تکسچر در تحقیق حاضر در قسمت پاشنه و میانه پا جذب شوک

منابع

- Rogers SJ. Interventions that facilitate socialization in children with autism. *Journal of autism and developmental disorders*. 2000;30(5):399-409.
- Fombonne E. Epidemiology of pervasive developmental disorders. *Pediatric research*. 2009;65(6):591.
- Christensen DL, Braun KVN, Baio J, Bilder D, Charles J, Constantino JN, et al. Prevalence and characteristics of autism spectrum disorder among children aged 8 years—autism and developmental disabilities monitoring network, 11 sites, United States, 2012. *MMWR Surveillance Summaries*. 2018;65(13):1.
- Calhoun M, Longworth M, Chester VL. Gait patterns in children with autism. *Clinical biomechanics*. 2011;26(2):200-6.
- Vilensky JA, Damasio AR, Maurer RG. Gait disturbances in patients with autistic behavior: a preliminary study. *Archives of neurology*. 1981;38(10):646-9.
- Vernazza-Martin S, Martin N, Vernazza A, Lepellec-Muller A, Rufo M, Massion J, et al. Goal directed locomotion and balance control in autistic children. *Journal of autism and developmental disorders*. 2005;35(1):91-102.
- Rinehart NJ, Tonge BJ, Bradshaw JL, Iansek R, Enticott PG, McGinley J. Gait function in high-functioning autism and Asperger's disorder. *European child & adolescent psychiatry*. 2006;15(5):256-64.
- Fournier KA, Hass CJ, Naik SK, Lodha N, Cauraugh JH. Motor coordination in autism spectrum disorders: a synthesis and meta-analysis. *Journal of autism and*

- developmental disorders. 2010;40(10):1227-40.
9. Barrow WJ, Jaworski M, Accardo PJ. Persistent toe walking in autism. *Journal of Child Neurology*. 2011;26(5):619-21.
 10. Marcus A, Sinnott B, Bradley S, Grey I. Treatment of idiopathic toe-walking in children with autism using GaitSpot auditory speakers and simplified habit reversal. *Research in Autism Spectrum Disorders*. 2010;4(2):260-7.
 11. Fournier K, Radonovich K, Tillman M, Chow J, editors. Ground reaction forces during the stance phase of gait of young autistic children. Paper presented at the Proceedings of the 30Th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Virginia Tech, Blacksburg, VA; 2006.
 12. Kindregan D, Gallagher L, Gormley J. Gait deviations in children with autism spectrum disorders: a review. *Autism research and treatment*. 2015;2015.
 13. Yang C-S, Lee G-S, Choi B-K, O'Sullivan D, Kwon Y-H, Lim B-O, editors. Gait analysis in children with autism using temporal-spatial and foot pressure variables. *ISBS-Conference Proceedings Archive*; 2012.
 14. Sneyers CJL, Lysens R, Feys H, Andries R. Influence of malalignment of feet on the plantar pressure pattern in running. *Foot & ankle international*. 1995;16(10):624-32.
 15. Ndermann AM, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Orthotic comfort is related to kinematics, kinetics, and EMG in recreational runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(9):1710-1710.
 16. Mundermann A, Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Medicine and science in sports and exercise*. 2001;33(11):1939-45.
 17. Wilson ML, Rome K, Hodgson D, Ball P. Effect of textured foot orthotics on static and dynamic postural stability in middle-aged females. *Gait & posture*. 2008;27(1):36-42.
 18. Sadeghi E, Moghadam FS, Tahmasebi T. The Effects of Insoles and Footwears on Balance in Older People A Review of Literatures. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*. 2015;10(8):939-47.
 19. Behshad M, Saeedi H, Safaeepour Z. Immediate effect of silicon insole on plantar pressure distribution in subjects with heel spur. *Journal of Gorgan University of Medical Sciences*. 2016;18(2):77-83.
 20. Marokh D. Effects of Textured Foot Orthoses on Plantar Pressure Variables in Blind Individuals. 2018.
 21. Cook SD, Brinker MR, Poche M. Running shoes. *Sports Medicine*. 1990;10(1):1-8.
 22. injuries VWR. A review of the epidemiological literature. *Sport Medicine* 1992;14(5):320- 35.
 23. Syczewska M, Oberg T. Mechanical energy levels in respect to the center of mass of trunk segments during walking in healthy and stroke subjects. *Gait & Posture*. 2001;12(2):131.
 24. Giakas G. Power spectrum analysis and filtering. *Innovative Analyses of Human Movement*, Champaign, IL: Human Kinetics. 2004.
 25. Crowe A, Schiereck P, De Boer R, Keessen W. Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. *IEEE Transactions on biomedical engineering*. 1995;42(3):293-303.
 26. Giakas G, Baltzopoulos V. Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. *Journal of biomechanics*. 1997;30(8):851-5.
 27. Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine*. 1996;21(19):2235-42.
 28. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clinical Biomechanics*. 2002;17(8):615-7.
 29. White R, Agouris I, Selbie R, Kirkpatrick M. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clinical biomechanics*. 1999;14(3):185-92.
 30. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. *Clinical biomechanics*. 2011;26(2):207-12.
 31. Jafarnejadgero AA, Shad MM, Majlesi M. Effect of foot orthoses on the medial longitudinal arch in children with flexible flatfoot deformity: A three-dimensional moment analysis. *Gait & posture*. 2017;55:75-80.
 32. Association WM. World Medical Association Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. *Bulletin of the World Health Organization*. 2001;79(4):373.
 33. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(10):1058-63.

34. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. *Journal of biomechanics*. 1983;16(8):591-601.
35. Cohen J. A power primer. *Psychological bulletin*. 1992;112(1):155.
36. Habibi Tirtashi F EM. The Immediate Effect of Shoe Insoles on the Frequency Components of Ground Reaction Force during Running. *J Res Rehabil Sci*. 2014;10(3):359-71.
37. Brenneman EC, Maly MR. Identifying changes in gait waveforms following a strengthening intervention for women with knee osteoarthritis using principal components analysis. *Gait & posture*. 2018;59:286-91.
38. Hatton AL, Dixon J, Rome K, Newton JL, Martin DJ. Altering gait by way of stimulation of the plantar surface of the foot: the immediate effect of wearing textured insoles in older fallers. *Journal of foot and ankle research*. 2012;5(1):11.
39. Kalron A, Pasitselsky D, Greenberg-Abrahami M, Achiron A. Do textured insoles affect postural control and spatiotemporal parameters of gait and plantar sensation in people with Multiple Sclerosis? *PM&R*. 2015;7(1):17-25.
40. Steinberg N, Tirosh O, Adams R, Karin J, Waddington G. Does wearing textured insoles during non-class time improve proprioception in professional dancers? *International journal of sports medicine*. 2015;36(13):1093-9.
41. Qiu F, Cole MH, Davids KW, Hennig EM, Silburn PA, Netscher H, et al. Effects of textured insoles on balance in people with Parkinson's disease. *PloS one*. 2013;8(12):e83309.
42. Qu X. Impacts of different types of insoles on postural stability in older adults. *Applied ergonomics*. 2015;46:38-43.
43. Vieira T, Botter A, Gastaldi L, Sacco IC, Martelli F, Giacomozzi C. Textured insoles affect the plantar pressure distribution while elite rowers perform on an indoor rowing machine. *PloS one*. 2017;12(11):e0187202.
44. Creaby MW, May K, Bennell KL. Insole effects on impact loading during walking. *Ergonomics*. 2011;54(7):665-71.
45. de Castro MP, Abreu S, Pinto V, Santos R, Machado L, Vaz M, et al. Influence of pressure-relief insoles developed for loaded gait (backpackers and obese people) on plantar pressure distribution and ground reaction forces. *Applied ergonomics*. 2014;45(4):1028-34.
46. Malisoux L, Delattre N, Urhausen A, Theisen D. Shoe cushioning, body mass and running biomechanics as risk factors for running injury: a study protocol for a randomised controlled trial. *BMJ open*. 2017;7(8):e017379.
47. Eggleston JD, Harry JR, Hickman RA, Dufek JS. Analysis of gait symmetry during over-ground walking in children with autism spectrum disorder. *Gait & posture*. 2017;55:162-6.