

Evaluation of Frequency Spectrum of Ground Reaction Force during Walking on Sand and Flat Surface in Individuals with Pronated Foot

AmirAli Jafarnezhadgero^{1*}, Nasrin Amirzadeh², Amin Hoseinpour³, Marefat Siahkoughian⁴, Arefeh Mokhtari Malekabadi³

1. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardebil, Iran
2. MSc of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardebil, Iran
3. MSc of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardebil, Iran
4. Professor of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardebil, Iran

Received: 2019.October.27 Revised: 2019.November.28 Accepted: 2019.December.03 Published Online: 2019.December.04

ABSTRACT

Background and Aims: Ground reaction force frequency content during walking has clinical importance. The purpose of the present study was to investigate the frequency response of ground reaction force during walking on sand and flat surface in people with pronation foot.

Materials and Methods: A total of 29 healthy participants (14 females and 15 males) (mean age: 24.00±4.17 years, height: 170.54±7.92 cm, and weight: 73.36±16.68 kg) and 30 individuals with pronated foot (15 females and 15 males) (mean age: 23.09±2.91 years, height: 172.63±10.85 cm, and weight: 71.09±11.07 kg) volunteered to participate in the current study. Ground reaction force data were recorded using a Bertec force plate (with sampling rate of 1000 Hz). Two ways ANOVA with repeated measure test was used for statistical analysis. Data analyses were performed at the significance level of 0.05.

Results: Interactive effect of surface and group on frequency spectrum with power of 99.5% in anterior-posterior direction was statistically significant. Frequency spectrum with power of 99.5% in the healthy group was significantly higher during walking on sand compared to walking on flat surface. No significant difference was observed in other variables.

Conclusion: Walking on sand had the highest effect on the frequency spectrum with power of 99.5% in the anterior-posterior direction but not in the medio-lateral and vertical directions. Generally, walking on sand is suitable in rehabilitation of pronated feet. However, further study is warranted.

Keywords: Frequency spectrum; Ground reaction force; Pronated foot

How to cite this article: AmirAli Jafarnezhadgero, Nasrin Amirzadeh, Amin Hoseinpour, Marefat Siahkoughian, Arefeh Mokhtari Malek-Abadi. Frequency Spectrum of Ground Reaction Force During Walking on Sand and Flat Surface in Individuals with Pronated Foot . J Rehab Med. 2020; 9(3):93-101.

ارزیابی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن بر روی شن و سطح صاف در افراد با پای پرونیت

امیرعلی جعفرنژادگرو*^۱، نسرين اميرزاده^۲، امين حسين پور^۳، معرفت سياهكوهيان^۴، عارفه مختاری ملک‌آبادی^۳

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

پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۹/۱۲

بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۹/۰۷

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۰۸/۰۵

چکیده

مقدمه و اهداف: طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن از اهمیت کلینیکی بالایی برخوردار است. هدف از پژوهش حاضر بررسی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن بر روی شن و سطح صاف در افراد با پای پرونیت می‌باشد.

مواد و روش‌ها: ۲۹ فرد سالم (۱۴ زن و ۱۵ مرد) با میانگین سنی $24/00 \pm 4/17$ سال، قد $170/54 \pm 7/92$ سانتی‌متر، و وزن $73/36 \pm 16/68$ کیلوگرم و ۳۰ فرد با پای پرونیت (۱۵ زن و ۱۵ مرد) با میانگین سنی $23/09 \pm 2/91$ سال، قد $172/63 \pm 10/85$ سانتی‌متر، و وزن $71/09 \pm 11/07$ کیلوگرم داوطلب شرکت در مطالعه حاضر شدند. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین به‌وسیله دستگاه صفحه نیرو بر تک (نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز) اندازه‌گیری شد. از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری برای تحلیل آماری استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌ها: اثر تعاملی سطح و گروه بر طیف فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی به لحاظ آماری معنادار بود. طیف فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در گروه سالم طی راه رفتن بر روی شن در مقایسه با راه رفتن بر روی سطح صاف به‌طور معناداری بالاتر بود. اختلاف معناداری در سایر متغیرها مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: راه رفتن بر روی شن بر طیف فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی بیشترین اثر را داشت، ولی در مقادیر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی و در راستای عمودی هیچ‌گونه اختلاف معناداری وجود نداشت. به‌طور کلی، راه رفتن بر روی شن در توانبخشی افراد با پای پرونیت می‌تواند مفید باشد. با وجود این، اثبات هرچه بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر دارد.

واژه‌های کلیدی: امیرعلی جعفرنژادگرو، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
آدرس ایمیل: amiralijafarnezhad@gmail.com

مقدمه و اهداف

همین ویژگی‌ها تاثیر قابل توجهی بر مکانیک و تغییر الگوی حرکت دارد. شن توانایی تغییر و تاثیر بر متغیرهای کینماتیکی و کینماتیکی عضلات به خصوص عضلات اندام تحتانی را دارد. با توجه به مطالعات اخیر، گزارش شده است که در صورت تغییر الگوی راه رفتن (به عنوان مثال، افزایش فلکشن ران و زانو) می‌توان از پیشرفت آسیب‌های زیادی جلوگیری کرد.^[۱۹] تغییرات الگوی راه رفتن را با استفاده از راه رفتن بر روی شن می‌توان مشاهده کرد که به دنبال آن، بهبود الگوی راه رفتن در سطوح صاف را می‌توان شاهد بود.^[۱۹] شن قابل دسترس، طبیعی و بدون هزینه مالی است که بسیاری از مردم در سراسر جهان می‌توانند به آن دسترسی داشته باشند. از سوی دیگر، راه رفتن بر روی شن قابلیت تقویت عضلات کف پای را دارد که می‌تواند احتمالاً بر مکانیک راه رفتن در افراد با پای پرونیته اثرگذار باشد.

نیروی عکس‌العمل زمین به‌عنوان آشکارسازی کینماتیکی ناشی از جمع‌آوری بسیاری از مؤلفه‌های نوسانی اجزای آناتومیک مانند مفاصل، عضلات و اعصاب طی گام-برداری در نظر گرفته شده است.^[۱۲] گزارش شده است که مقادیر نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن در افراد با پای پرونیته متفاوت از افراد سالم است.^[۲۰] فرکانس‌های موجود در سیگنال‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن و دویدن معمولاً با استفاده از تبدیل فوریر مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته می‌شود.^[۲۱] برای ارزیابی محتوای فرکانسی سیگنال‌های نیروی عکس‌العمل زمین روش‌های مختلفی وجود دارد.^[۲۲-۲۵] یکی از این روش‌ها استفاده از تبدیل فوریر می‌باشد. به نظر می‌رسد که محتوای فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی فعالیت‌های روزمره می‌تواند نقش مهمی در درمان‌های بالینی داشته باشد.^[۲۶] علی‌رغم اهمیت بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین به لحاظ کلینیکی، اثر تداخلات درمانی همچون شن بر روی مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی تکالیفی همچون راه رفتن روی شن تاکنون به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است؛ بنابراین، هدف پژوهش حاضر بررسی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن روی شن و سطح صاف در افراد پای پرونیته می‌باشد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. از بین دانشجویان دانشگاه محقق اردبیلی، ۲۹ نفر سالم (۱۴ زن و ۱۵ مرد) با میانگین سنی $24/0 \pm 4/17$ سال، قد $170/54 \pm 7/92$ سانتی‌متر، وزن $73/36 \pm 16/68$ کیلوگرم، و شاخص توده بدنی $23/8 \pm 3/4$ کیلوگرم بر متر مربع و ۳۰ نفر دارای عارضه پای پرونیته (۱۵ زن و ۱۵ مرد) با میانگین سنی $23/09 \pm 2/91$ سال، قد $171/09 \pm 11/07$ سانتی‌متر، وزن $71/09 \pm 11/07$

کف پای پرونیته با کاهش قوس طولی-داخلی پا توصیف می‌شود. این ناهنجاری در شرایط بدون تحمل وزن برطرف می‌شود.^[۱] کف پای پرونیته متمایز از کف پای سخت می‌باشد که یک عارضه مادرزادی است.^[۲] دامنه‌ی شیوع کف پای پرونیته در بزرگسالان بالغ ۲-۲۳ درصد می‌باشد.^[۲]

افراد با پای پرونیته دارای سرعت راه رفتن پایین‌تر^[۳] و عملکرد ضعیف‌تر در اندام تحتانی، به‌ویژه در دو مفصل زانو و ران طی وظایف عملکردی نسبت به دیگر افراد هستند.^[۴] ساختار پای تغییر یافته می‌تواند بر اندام‌های پایینی و چرخش لگن^[۵]، فعالیت عضلات راست‌کننده و گلوئتال (عضلات سرینی)^[۶] و کینماتیک ستون فقرات کمری تاثیر بگذارد.^[۷] پرونیته پا در موارد خاص، طی تحمل وزن با چرخش داخلی ساق پا^[۸] و افت لگن در همان سمت طی راه رفتن همراه است.^[۹] علاوه بر این، ناهنجاری کف پای پرونیته مرتبط با پیشرفت استئوآرتریت زانو می‌باشد.^[۱۰] بیان شده است که پرونیته پا کمردرد را نیز به دنبال دارد.^[۱۱] با توجه به کینماتیک پا و فشار کف پای، مشخص شده است که افرادی که دارای کف پای پرونیته هستند، به‌طور قابل توجهی اوج دوم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین آن‌ها به نسبت افراد دارای کف پای طبیعی پایین‌تر می‌باشد.^[۱۲] همچنین اوج فشار و حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای عارضه ذکر شده، در قسمت خارجی پای جلو، پایین‌تر^[۱۳] و در قسمت میانی پا در حداکثر خود در مقایسه با افرادی که دارای پای نرمال هستند، قرار دارد.^[۱۴] در ارتباط با فعالیت الکترومایوگرافی، شواهدی وجود دارد که افراد دارای کف پای پرونیته با افزایش فعالیت برخی از عضلات پا (شامل درشت‌نی خلفی، درشت‌نی قدامی، فلکسورهای کف پا) و کاهش فعالیت عضلات اورتور پا مواجه هستند، در صورتی که فعالیت این عضلات در افراد دارای پای نرمال، در حد مطلوب قرار دارد.^[۱۵-۱۷]

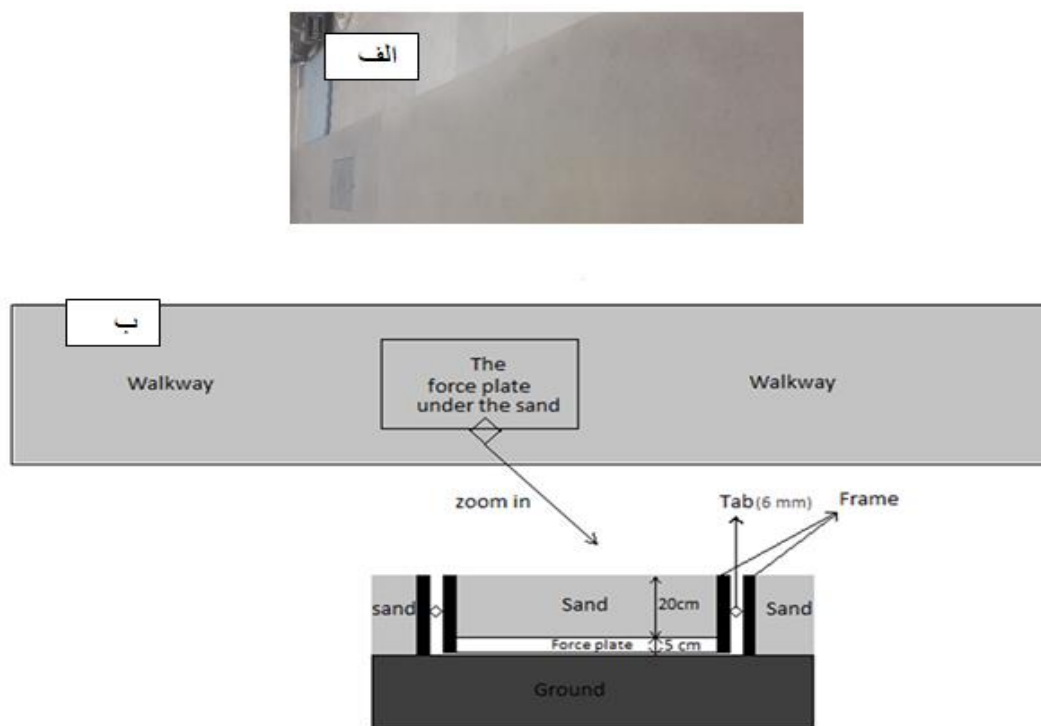
روش‌های درمانی مختلفی همچون ارتز پا، ورزش-درمانی و غیره برای درمان و پیشگیری از پیشرفت این عارضه توصیه و تجویز می‌شود. دلیل احتمالی برای استفاده از ارتز پا، توانایی آن‌ها برای اصلاح ارتفاع قوس طولی-داخلی پا است که منجر به تغییرات موضعی حرکتی اندام تحتانی، لگن و الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی و لگن می‌شود.^[۱۱] اثر ارتزها بر تغییر شاخص عدم تقارن گشتاور مفاصل اندام تحتانی، فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین به‌صورت آنی و طولانی‌مدت در مطالعات گذشته مورد بررسی قرار گرفته است.^[۱۸-۱۵] با این وجود، از آنجایی که این روش یک شیوه درمانی غیرفعال است، ممکن است ضعف بیشتر عضلات نگهدارنده قوس طولی-داخلی پا را به همراه داشته باشد. شن به‌طور هم‌زمان ناهموار، غیرقابل پیش‌بینی و متحرک است که

دعوت شدند و پس از توضیح و تشریح آزمون، فرم رضایت‌نامه شرکت در پژوهش حاضر را امضا نمودند. پروتکل تحقیق در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (IR.ARUMS.REC.1398.119) تصویب شد.

تجزیه و تحلیل راه رفتن

آزمودنی‌ها سه کوشش راه رفتن را با سرعت دلخواه انجام دادند. کوششی صحیح در نظر گرفته می‌شد که پا در مرکز دستگاه صفحه نیرو قرار گیرد. همچنین الگوی راه رفتن صحیح پاشنه-پنجه، از طریق ارزیابی نمودار نیروهای عکس‌العمل در دستگاه تأیید می‌شد. برای انجام این مطالعه دو مسیر قابل تنظیم (۱۰ متر طول، یک متر عرض و عمق ۰/۲۵ متر) با یک چارچوب به‌طور خاص ساخته شده است؛ بدین‌صورت که یک راهرو با تخته تقویت شده و یک صفحه نیرو (شرکت برتک، کلمبوس، آمریکا) در آن تعبیه شده بود (سطح پایدار). در مسیر دیگر یک صفحه نیرو، ۲۰ سانتی‌متر زیر شن جاسازی شده بود (شکل ۱). مطالعات قبلی تأیید کردند که قاب تعبیه‌شده در مسیر راه رفتن به خوبی برای کاهش اتلاف نیرو و شناسایی دقیق نیروها هنگام راه رفتن بر روی دو سطح مناسب است. [۲۸-۳۱]

کیلوگرم و شاخص توده بدنی $25/3 \pm 25/2$ کیلوگرم بر متر مربع داوطلب شرکت در مطالعه حاضر شدند. پای غالب آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون شوت فوتبال سنجیده شد که پای راست، پای برتر تمامی آن‌ها بود. با استفاده از روش افتادگی استخوان ناوی آزمودنی‌های دارای کف پای پرونیته شناسایی شدند. در صورت مشاهده افت استخوان ناوی بیش از ۱۰ میلی‌متر [۲۷] و یا شاخص وضعیت پا بزرگتر از ۱۰ [۲۷]، شاخص وضعیت پا از ارزیابی ۶ فاکتور شامل لمس سر استخوان تالوس، انحناى بالا و پایین قوزک، میزان اوژن و اینورژن پاشنه، زاویه تالو-ناویکولار، ارتفاع قوس طولی-داخلی، و آبداکشن/آدکشن فورفوت محاسبه می‌شود که برای هر فاکتور نمره‌ای بین ۲- تا ۲+ داده می‌شود. آزمودنی به- عنوان یکی از اعضای گروه دارای عارضه پای پرونیته در نظر گرفته می‌شد. معیارهای ورود و خروج پژوهش شامل نداشتن سابقه جراحی اسکلتی-عضلانی در تنه و یا اندام تحتانی، اختلالات عصبی-عضلانی یا ارتوپدی (به‌جز پای پرونیته بیش‌ازحد برای گروه با پای پرونیته)، عدم وجود اختلاف طول اندام تحتانی بزرگتر از ۵ میلی‌متر و وجود تمرینات بدنی شدید ۲ روز قبل از داده‌گیری بود. آزمودنی‌ها به مرکز سلامت دانشگاه محقق اردبیلی



تصویر ۱. الف) مسیر راه رفتن بر روی سطح زمین و ب) مسیر راه رفتن بر روی شن

هارمونیک) و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۵ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد. مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستای داخلی-خارجی (F_x)، قدامی-خلفی (F_y) و عمودی (F_z) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. مؤلفه فرکانس با توان

نرخ نمونه‌برداری در دستگاه صفحه‌نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز بود. پس از فیلتر کردن (از فیلتر باترورث با مرتبه ۴ و با برش فرکانسی ۲۰ هرتز استفاده شد). داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در تابع زمان، از طریق تبدیل فوریر (تحلیل

فرکانس f می‌باشد. [۳۵] بر اساس روش اسکسینید و کاوو (۱۹۸۳)، شاخص چهارم تعداد هارمونی‌های ضروری (ne) بود که برای بازسازی داده‌های ۹۹/۵ درصد مورد نیاز بود. این متغیر به‌عنوان تعدادی از هارمونی‌های مطابق با شرایطی است که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونی در دامنه کل، کمتر از ۱۰۰ برابر یا معادل ۰/۹۹۵ می‌باشد. [۳۷]

$$\sum_{n=1}^{ne} \frac{\sqrt{A^2+B^2}}{\sum_{m=1}^m \sqrt{A^2+B^2}} \leq 0.995$$

جایی که n تعداد هارمونی را نشان می‌دهد، B_n و A_n ضرایب فوریر است.

نرمال بودن داده‌ها توسط آزمون شاپیرو-ویلک ($P > 0.05$) مورد تایید قرار گرفت. آزمون آماری آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری جهت تحلیل آماری در پژوهش حاضر مورد استفاده قرار گرفت. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۴ انجام شد.

یافته‌ها

یافته‌های پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلاف معناداری را در مقادیر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی بین دو شرایط راه رفتن بر روی شن و راه رفتن بر روی سطح صاف نشان نداد (جدول ۱). هیچ‌گونه اختلاف معناداری را در مقادیر طیف فرکانس نیروی عکس-العمل زمین در راستای داخلی-خارجی بین دو گروه پای پرونیته و سالم مشاهده نشد (جدول ۱).

۹۹/۵ درصد از قطعه Power Spectral Density (PSD) به‌عنوان معیاری برای نشان دادن محتوای فرکانس انتخاب شد. این انتخاب به منظور شناسایی ویژگی‌های ظریف الگوهای نیروی عکس‌العمل زمین، مانند بار تماس پاشنه در نیروی عمودی که معمولاً توسط هارمونی‌های فرکانس بالا توصیف می‌شود، ساخته شده است. برنامه تبدیل سریع فوریر (FFT) برای استخراج محتوای فرکانس داده‌های نیروهای عکس-العمل زمین در نرم‌افزار MATLAB اجرا شد. [۳۲] جزئیات دقیق سری فوریر نیروهای عکس‌العمل زمین را می‌توان در پژوهش‌های دیگر یافت. [۳۳، ۳۲] بر اساس مطالعات قبلی، برای تجزیه و تحلیل بیشتر نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در هر کوشش، چهار شاخص فرکانس استخراج و استفاده شد. [۳۴، ۳۱] شاخص اول، فرکانس با توان ۹۹/۵ ($F_{99.5}$) درصد بود که نشان‌دهنده-ی فرکانسی است که ۹۹/۵ درصد از قدرت سیگنال را دارا می‌باشد؛ به عبارت دیگر، ۹۹/۵ درصد از توان سیگنال پایین-تر از این فرکانس می‌باشد. [۳۵] شاخص دوم، میانه فرکانس F_{med} بود. در مطالعات مختلف، فرض بر این است که میانه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین می‌تواند عملکرد اجزای نوسانی سیستم عصبی را در لحظه تماس پاشنه نشان دهد. [۳۶، ۳۵] شاخص سوم پهنای باند فرکانس (F_{band}) است که دامنه فرکانسی است که PSD بالاتر از نیمی از حداکثر آن قرار دارد. [۳۵]

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

جایی که P نیروی انتگرال فرکانس در برابر منحنی دامنه است، F_{max} حداکثر فرکانس سیگنال است و $P(f)$ توان

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی

تعامل سطح و گروه سطح معناداری (اندازه اثر)	عامل گروه سطح معناداری (اندازه اثر)	عامل سطح معناداری (اندازه اثر)	پای پرونیته			سالم			متغیر
			درصد تغییر	صاف	شن	درصد تغییر	صاف	شن	
(۰/۰۱۵)۰/۵۸۸	(۰/۰۴۰)۰/۳۷۱	(۰/۰۷۴)۰/۲۲۲	-۵/۹۱	۱۳/۶۹±۲/۲۸	۱۴/۵±۲/۶۳	-۱۶/۸۱	۱۲/۱۹±۲/۹۴	۱۴/۲۴±۵/۲۳	فرکانس توان ۹۹/۵ درصد (هرتز)
(۰/۰۱۷)۰/۵۶۰	(۰/۰۲۴)۰/۴۹۰	(۰/۰۴۳)۰/۳۵۷	۹/۶۵	۱/۴۵±۰/۳۷	۱/۳۱±۰/۲۴	۲/۳۰	۱/۳۰±۰/۵۴	۱/۳۷±۰/۲۹	پهنای باند (هرتز)
(۰/۰۱۲)۰/۶۲۴	(۰/۰۸۰)۰/۲۰۲	(۰/۰۳۷)۰/۳۹۳	۵/۸۱	۲/۷۵±۰/۵۵	۲/۵۹±۰/۴۴	۲/۰۱	۲/۴۸±۰/۵۴	۲/۴۳±۰/۳۰۰	میانه باند (هرتز)
(۰/۰۰۱)۰/۸۸۳	(۰/۰۴۵)۰/۳۴۶	(۰/۰۲۳)۰/۴۹۶	۰/۹۲	۲۸/۰۶±۱/۱۴	۲۷/۸۰±۱/۵۰	۰/۶۰	۲۸/۳۳±۰/۶۶	۲۸/۱۶±۰/۶۵	تعداد هارمونی‌های ضروری

فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در گروه سالم طی راه رفتن بر روی شن در مقایسه با راه رفتن بر روی سطح صاف به‌طور معناداری بالاتر بود (جدول ۲).

اثر تعاملی سطح و گروه بر طیف فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی به لحاظ آماری معنادار بود (جدول ۲). مشاهده شد که طیف

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی

متغیر	سالم		درصد تغییر	پای پرونیت		درصد تغییر	عامل گروه سطح معناداری (اندازه اثر)	عامل گروه سطح معناداری (اندازه اثر)	تعامل سطح و گروه سطح معناداری (اندازه اثر)
	صاف	شن		صاف	شن				
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد (هرتز)	±۲/۶۰	±۳/۰۰	۱۸/۰۵	±۴/۰۶	±۳/۳۶	-۱/۴۸	(۰/۰۰۳)۰/۸۰۹	(۰/۱۴۱)۰/۰۸۵	(۰/۱۸۱)۰/۰۴۸
پهنای باند (هرتز)	±۰/۶۱	±۰/۴۰	۷/۷۹	±۰/۵۴	±۰/۴۱	۳/۱۴	(۰/۰۰۹)۰/۶۷۳	(۰/۰۴۲)۰/۳۶۲	(۰/۰۰۹)۰/۶۷۶
میانه باند (هرتز)	±۹/۰۸	±۰/۵۰	-۹۰/۲۰	±۰/۴۵	±۰/۶۵	۲/۳۱	(۰/۰۴۳)۰/۳۵۷	(۰/۰۴۳)۰/۳۵۴	(۰/۰۴۷)۰/۳۳۲
تعداد هارمونی‌های ضروری	±۰/۷۰	±۰/۵۶	۱/۳۸	±۱/۵۲	±۰/۶۸	۰/۵۰	(۰/۰۳۱)۰/۴۳۰	(۰/۰۴۲)۰/۳۵۸	(۰/۰۱۰)۰/۶۵۲

در مقادیر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی بین دو گروه پای پرونیت و سالم هیچ‌گونه اختلافی مشاهده نشد (جدول ۳).

همچنین هیچ‌گونه اختلاف معناداری در مقادیر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی بین دو شرایط راه رفتن بر روی شن و سطح صاف نبود (جدول ۳).

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی

متغیر	سالم		درصد تغییر	پای پرونیت		درصد تغییر	عامل گروه سطح معناداری (اندازه اثر)	عامل گروه سطح معناداری (اندازه اثر)	تعامل سطح و گروه سطح معناداری (اندازه اثر)
	صاف	شن		صاف	شن				
فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد (هرتز)	±۱/۲۸	±۱/۹۷	۱۵/۷۷	±۲/۸۰	±۲/۰۶	۵/۷۵	(۰/۰۲۴)۰/۴۹۴	(۰/۱۳۱)۰/۰۹۷	(۰/۰۳۲)۰/۴۲۳
پهنای باند (هرتز)	±۰/۰۰	±۰/۳۴	۱۳/۰۴	±۰/۴۲	±۰/۳۴	-۲/۴۷	(۰/۰۲۰)۰/۵۳۰	(۰/۰۲۰)۰/۵۳۰	(۰/۰۴۴)۰/۳۴۹
میانه باند (هرتز)	±۰/۰۰	±۰/۲۱	۴/۳۰	±۰/۴۲	±۰/۳۴	-۱/۳۵	(۰/۰۰۶)۰/۷۲۷	(۰/۰۰۶)۰/۷۲۷	(۰/۰۲۴)۰/۴۸۸
تعداد هارمونی‌های ضروری	±۱/۱۰	±۰/۷۵	۱/۸۱	±۱/۶۷	±۱/۶۰	۱/۴۱	(۰/۱۱۰)۰/۱۳۲	(۰/۰۶۲)۰/۲۶۳	(۰/۰۰۱)۰/۸۷۵

داد که طیف فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در گروه سالم طی راه رفتن بر روی شن در مقایسه با راه رفتن بر روی سطح صاف به‌طور معناداری بالاتر است. مطالعات گذشته نشان داده است که در افراد سالم راه رفتن روی شن منجر به بزرگتر شدن اوج نیروهای داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین شده است.^[۲۸] ارسطو و همکاران گزارش کردند که اختلاف معناداری در نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین دختران دارای پرونیشن پا و سالم در حرکت راه رفتن وجود ندارد.^[۳۹] برتانی و همکاران به ارزیابی عملکرد کف پای صاف با استفاده از ثبت نیروی عکس‌العمل زمین پرداختند و به این نتیجه

هدف از پژوهش حاضر بررسی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در دو شرایط راه رفتن بر روی شن و راه رفتن بر روی سطح صاف در افراد با پای پرونیت بود. اختلاف معناداری در مقادیر طیف فرکانس نیروی عکس-العمل زمین در راستای داخلی-خارجی و در راستای عمودی طی دو شرایط راه رفتن بر روی شن و راه رفتن بر روی سطح صاف بین دو گروه پای پرونیت و سالم مشاهده نشد. اثر تعاملی سطح و گروه بر طیف فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی اختلاف معنادار گزارش شد. یافته‌ها نشان

پژوهش مکنارس میانه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای بیماری شریان محیطی نسبت به افراد سالم کمتر است.^[۳۵] تعداد هارمونیک مورد نیاز برای بازسازی الگوی نیروی عکس‌العمل زمین کمتر از حداکثر توسط قضیه شانون تعریف شده است.^[۳۷] با این حال، در منحنی‌های میانگین، تعداد هارمونیک‌های مورد نیاز کاهش بیشتری می‌یابند. انتخاب تعداد هارمونیک ضروری برای مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین بستگی به دقت بازسازی شکل موج لازم برای تحلیل‌های خاص دارد. با این وجود، این مؤلفه طی راه رفتن بر شن تغییری نشان نداد.

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که طیف فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد در گروه سالم طی راه رفتن بر روی شن در مقایسه با راه رفتن بر روی سطح صاف به‌طور معناداری بالاتر است، در صورتی که این مؤلفه در افراد با پای پرونیته طی دو شرایط اختلاف معناداری را نشان نداد. علت احتمالی این موضوع را می‌توان حساسیت بالاتر گیرنده‌های حسی عمقی در افراد سالم مطرح نمود که با راه رفتن بر روی سطح ناپایدار همچون شن سبب تغییر در مکانیک راه رفتن شده است. علت احتمالی این موضوع که این اختلاف تنها در سطح قدامی-خلفی رخ داده است، راه رفتن حرکتی است که بیشتر در سطح سجیتال اتفاق می‌افتد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از جمله آن‌ها می‌توان به این موارد اشاره نمود: پژوهش تنها در رده سنی معینی مورد بررسی قرار گرفت. بررسی فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی نیز برای بررسی‌های بیشتر توصیه می‌شود. همچنین بررسی طولانی‌مدت راه رفتن بر روی شن برای یک دوره زمانی برای مطالعات آینده پیشنهاد می‌شود. ضمن اینکه اثرات جانبی و احتمالی پیاده‌روی روی شن نیز بررسی شود.

نتیجه‌گیری

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که راه رفتن بر روی شن بر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین با توان ۹۹/۵ درصد در راستای قدامی-خلفی بیشترین اثر را داشت. به‌طور کلی، راه رفتن بر روی شن در توانبخشی افراد با پای پرونیته می‌تواند مفید باشد. با این وجود، اثبات هرچه بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در آینده دارد.

رسیدند که الگوی حرکت افراد با کف پای طبیعی و کف پای صاف را به‌سختی می‌توان از هم متمایز کرد.^[۴۰] با توجه به گزارشات اخیر می‌توان نتیجه گرفت که اگر افراد مبتلا به پرونیته پا برای مدت زمان کوتاهی راه بروند، نیروهای وارده به پای آن‌ها با افراد دارای کف پای طبیعی تفاوتی ندارد.^[۴۰] البته نتایج پژوهش حاضر نشان داد نیروهای وارده به کف پای افراد مبتلا به پرونیته پا در مقایسه با افراد دارای کف پای طبیعی تفاوت جزئی دارد؛ به عبارت دیگر، می‌توان بیان کرد که این تفاوت جزئی ممکن است ناشی از اختصاصی بودن الگوی دوییدن برای هر یک از آزمودنی‌ها باشد. به نظر می‌رسد در مسافت کوتاه الگوی اعمال نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی و قدامی-خلفی به کف پا در افراد دارای پرونیته پا به دلیل عدم خستگی عضلات به‌صورت طبیعی است.^[۳۹] طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین، به تمام مؤلفه‌های سهیم در سیستم حرکتی از جمله استخوان‌ها، عضلات، اعصاب و بافت‌های دیگر وابسته می‌باشد که اثر تعاملی آن‌ها باعث ایجاد حرکت می‌شود.^[۳۵] تفاوت در تعاملات سیستم‌های عصبی و عضلانی برای دوییدن افراد را می‌توان با استفاده از تجزیه و تحلیل فرکانس موجود یافت.^[۳۵] تجزیه و تحلیل فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در مطالعات گذشته نشان داده است که با تغییرات مرتبط با پیری متفاوت بوده است که به احتمال زیاد به علت تغییرات در سیستم عصبی-عضلانی بوده است.^[۲۱] طی حرکات انتقالی زمانی که بدن به زمین نیرو وارد می‌کند، فرکانس سیگنال نیروی عکس‌العمل زمین امکان دارد تا حدودی عملکرد مؤلفه‌ی نوسانی سیستم عصبی-حرکتی را نشان دهد.^[۳۴، ۳۵] گزارش شده است که افزایش جذب شوک منجر به کاهش نیروی ضربه می‌شود و با توجه به اینکه توان فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین از دامنه‌ی مؤلفه‌های فرکانس متفاوت سیگنال نیرو-زمان تشکیل می‌شود و هرچه مؤلفه توان این سیگنال (نیرو-زمان) بیشتر شود، فرکانس نیز بالاتر خواهد بود.^[۴۱] گزارش شده است راه رفتن بر روی شن، بیشتر انرژی جذب شده را برمی‌گرداند.^[۱] تجزیه و تحلیل فرکانس می‌تواند تفاوت‌های موجود در فرکانس را مورد ارزیابی قرار دهد.^[۲۱] با این وجود، همچنان که یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین کمتر تحت تاثیر عامل سطح قرار گرفت. انجام پژوهش‌های دیگر در ارتباط با کینماتیک راه رفتن و فعالیت عضلانی طی راه رفتن بر روی شن در افراد با پای پرونیته ضروری می‌باشد. در

منابع

1. Fabry G. Static, axial, and rotational deformities of the lower extremities in children. *Eur J Pediatr.* 2010; 169:529-34.
2. Dunn J, Link C, Felson D, Crincoli M, Keysor J, McKinlay J. Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults. *American journal of epidemiology.* 2004; 159(5):491-8.
3. Kothari A, Dixon P, Stebbins J, Zavatsky A, Theologis T. The relationship between quality of life and foot function in children with flexible flatfeet. *Gait & posture.* 2015; 41(3):786-90.

4. Lin C-J, Lai K-A, Kuan T-S, Chou Y-L. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. *Journal of pediatric orthopaedics*. 2001; 21(3):378-82.
5. Betsch M, Schnependahl J, Dor L, Jungbluth P, Grassmann JP, Windolf J, et al. Influence of foot positions on the spine and pelvis. *Arthritis care & research*. 2011; 63(12):1758-65.
6. Bird AR, Bendrups AP, Payne CB. The effect of foot wedging on electromyographic activity in the erector spinae and gluteus medius muscles during walking. *Gait & posture*. 2003; 18(2):81-91.
7. Ogon M, Aleksiev AR, Pope MH, Wimmer C, Saltzman CL. Does arch height affect impact loading at the lower back level in running? *Foot & ankle international*. 1999; 20(4):263-6.
8. Duval K, Lam T, Sanderson D. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait & posture*. 2010; 32(4):637-40.
9. Tateuchi H, Wada O, Ichihashi N. Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. *Human movement science*. 2011; 30(3):566-73.
10. Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Annals of the rheumatic diseases*. 2002; 61(7):617-22.
11. Kendall JC, Bird AR, Azari MF. Foot posture, leg length discrepancy and low back pain—Their relationship and clinical management using foot orthoses—An overview. *The Foot*. 2014; 24(2):75-80.
12. Kothari A, Dixon P, Stebbins J, Zavatsky A, Theologis T. Are flexible flat feet associated with proximal joint problems in children? *Gait & posture*. 2016; 45:204-10.
13. Chuckpaiwong B, Nunley JA, Mall NA, Queen RM. The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & posture*. 2008; 28(3):405-11.
14. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical biomechanics*. 2004; 19(4):391-7.
15. Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, Alavi-Mehr SM, Granacher U. The long-term use of foot orthoses affects walking kinematics and kinetics of children with flexible flat feet: A randomized controlled trial. *PloS one*. 2018; 13(10):e0205187.
16. Jafarnezhadgero A, Majlesi M, Madadi-Shad M. The effects of low arched feet on lower limb joints moment asymmetry during gait in children: A cross sectional study. *The Foot*. 2018; 34:63-8.
17. Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, Esker FS, Robertson D. Do different methods for measuring joint moment asymmetry give the same results? *Journal of bodywork and movement therapies*. 2018; 22(3):741-6.
18. Jafarnezhadgero 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.
19. Eng JJ, Tang P-F. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: a synthesis of the evidence. *Expert review of neurotherapeutics*. 2007; 7(10):1417-36.
20. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of biomechanics*. 2016; 49(9):1705-10.
21. 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.
22. Giakas G, Baltzopoulos V. Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait & Posture*. 1997; 5(3):189-97.
23. 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.
24. Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero A, Salari-Esker F, Zago M. Acute effect of foot orthoses on frequency domain of ground reaction forces in male children with flexible flatfeet during walking. *The Foot*. 2018; 37:77-84.
25. Wu J, Beerse M, Ajisafe T. Frequency domain analysis of ground reaction force in preadolescents with and without Down syndrome. *Research in developmental disabilities*. 2014; 35(6):1244-51.
26. Gruber AH, Edwards WB, Hamill J, Derrick TR, Boyer KA. A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns. *Gait & posture*. 2017; 56:54-9.
27. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018; 39:35-41.

28. Yoo B. The effect of carrying a military backpack on a transverse slope and sand surface on lower limb during gait: The University of Utah; 2014.
29. Kim S. Ergonomic analysis of army backpack designs: back and shoulder stresses and their implications: Department of Mechanical Engineering, University of Utah; 2014.
30. Wade C, Redfern MS, Andres RO, Breloff SP. Joint kinetics and muscle activity while walking on ballast. *Human factors*. 2010; 52(5):560-73.
31. Merryweather AS. Lower limb biomechanics of walking on slanted and level railroad ballast. *J Biomech*. 2008; 52(4): 122-29.
32. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009.
33. White R, Agouris I, Fletcher E. Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clinical Biomechanics*. 2005; 20(5):508-16.
34. 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.
35. 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.
36. Crowe A, Schiereck P, de Boer R, Keessen W. Characterization of gait of young adult females by means of body centre of mass oscillations derived from ground reaction forces. *Gait & Posture*. 1993; 1(1):61-8.
37. 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.
38. Cohen J. A power primer. *Psychological bulletin*. 1992; 112(1):155.
39. Arastoe M, Zahednezhad S, Arastoe A, Negahban H, Goharpay S. Measurement of ground reaction forces during walking toward the front and rear of the students with flexible flat foot. *J Modern Rehabilitation School of Medical Sciences*. 2012; 1(5):1-7.
40. Bertani A, Cappello A, Benedetti M, Simoncini L, Catani F. Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. *Clinical Biomechanics*. 1999; 14(7):484-93.
41. Judkins TN, Oleynikov D, Narazaki K, Stergiou N. Robotic surgery and training: electromyographic correlates of robotic laparoscopic training. *Surgical Endoscopy and Other Interventional Techniques*. 2006; 20(5):824-9.