Original Paper

Immediate and long-term effects of foot orthoses on asymmetry index of the ground reaction force frequency spectrum: A clinical trial study

Seyed Majid Alavi Mehr (B.Sc), M.Sc Student in Sport Biomechanics, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
ORCID ID: 0000-0002-7461-481X

***Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D)**, **Corresponding Author**, Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Humanities, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. **amiralijafarnezhad@gmail.com** ORCID ID: 0000-0002-2739-4340

Mahdi Majlesi (Ph.D), Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Humanities, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran. ORCID ID: 0000-0003-2032-4937

Abstract

Background and Objective: The asymmetry index during walking can be used for clinical treatment. This study was done to determine the immediate and long-term effects of foot orthoses on asymmetry of ground reaction forces frequency spectrum in male children with flat foot during walking.

Methods: This clinical trial study was done on fifteen children with flat foot. Subjects were randomly divided into without foot orthoses, immediate and long term usage of foot orthoses groups. The kinematic and kinetic data during three without foot orthoses, immediate and long term use of foot orthoses conditions were recorded by the motion analysis and force platform systems, respectively.

Results: Asymmetry index of medio-lateral frequency spectrum component during walking without foot orthoses, immediate and long term use of orthoses in median frequency and band width were greater than 4 percent. There were not any significant differences in asymmetry index of ground reaction force frequency spectrum components, asymmetry index of essential harmony numbers, asymmetry index of essential harmony total powers, and asymmetry index of fundamental harmony number in vertical, anterior-posterior, and medio-lateral axes between without foot orthoses, immediate and long term use of foot orthoses conditions. However, asymmetry index of essential harmony total power in medio-lateral axis during immediate use of foot orthoses tend to be reduced than that walking without foot orthoses. However, this difference was not significant.

Conclusion: Despite the high asymmetry index of the ground reaction force frequency spectrum in the medio-lateral component during walking without foot orthoses, immediate and long-term effects of foot orthoses in the median and bandwidth frequency variables, the acute or long term use of foot orthoses did not show any significant effect on improvement of asymmetry index of ground reaction force frequency spectrum components.

Keywords: Foot orthoses, Frequency content, Low arch feet, Asymmetry index, Child

Received 13 Feb 2018 **Revised** 17 Nov 2018 **Accepted** 26 Nov 2018

Cite this article as: Seyed Majid Alavi Mehr, Amir Ali Jafarnezhadgero, Mahdi Majlesi. [Immediate and long-term effects of foot orthoses on asymmetry index of the ground reaction force frequency spectrum: A clinical trial study]. J Gorgan Univ Med Sci. 2019 Spring; 21(1): 15-22. [Article in Persian]

تحقیقی

اثر آنی و طولانی مدت ارتز پا بر شاخص عدم تقارن طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان دارای کف پای صاف حین راه‌رفتن: یک مطالعه کارآزمایی بالینی

سید مجید علوی مهر، دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ORCID ID: 0000-0002-7461-481X

*** دکتر امیرعلی جعفرنژاد گرو**، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ORCID ID: 0000-0002-2739-4340

دکتر مهدی مجلسی، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران. ORCID ID: 0000-0003-2032-4937

چکیده

زمینه و هدف: *از شاخص عدم تقارن راه‌رفتن می‌توان برای درمان‌های کلینیکی استفاده کرد. این مطالعه به منظور تعیین اثر آنی و طولانی مدت ارتز پا بر شاخص عدم تقارن طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان دارای کف پای صاف حین راه‌رفتن انجام شد.*

روش بررسی: *در این کارآزمایی بالینی ۱۵ کودک ۱۲-۹ ساله پسر دارای کف پای صاف به‌طور تصادفی در سه گروه عدم استفاده از ارتز، اثر آنی و طولانی مدت ارتز قرار گرفتند. برای ثبت داده‌های کینماتیکی و کینتیکی طی سه شرایط راه‌رفتن بدون ارتز، اثر آنی و طولانی مدت به ترتیب از سیستم تحلیل حرکتی و صفحه نیرو استفاده شد.*

یافته ها: *شاخص عدم تقارن مؤلفه داخلی - خارجی طیف فرکانس حین راه‌رفتن بدون ارتز، اثر آنی و طولانی مدت ارتز در متغیرهای فرکانس میانه و پهنای باند بیشتر از ٤ درصد تعیین شد. هیچ اختلاف آماری معنی داری در شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین، شاخص عدم تقارن تعداد هارمونی‌های ضروری، شاخص عدم تقارن مجموع توان هارمونی‌های ضروری و شاخص عدم تقارن شماره هارمونی پایه در سه محور عمودی، قدامی - خلفی و داخلی - خارجی بین سه شرایط راه‌رفتن بدون ارتز، اثر آنی و همچنین اثر طولانی مدت ارتز مشاهده نشد. با این‌حال شاخص عدم تقارن مجموع توان هارمونی‌های ضروری محور داخلی - خارجی اثر آنی ارتز حین راه‌رفتن با ارتز تمایل به کاهش را در مقایسه با راه‌رفتن بدون ارتز نشان داد که از نظر آماری معنی‌دار نبود.*

نتیجه‌گیری: *علی‌رغم بالا بودن شاخص عدم تقارن مؤلفه داخلی - خارجی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین حین راه‌رفتن بدون ارتز، اثر آنی و طولانی مدت ارتز در متغیرهای فرکانس میانه و پهنای باند، ارتز مورد استفاده اثر معنی‌داری را بر بهبود شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین نشان نداد.*

کلید واژه‌ها: *ارتز پا ، محتوی فرکانسی ، کاهش قوس پا ، شاخص عدم تقارن ، کودک*

* نویسنده مسؤول : دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو ، پست الکترونیکی amiralijafarnezhad@gmail.com

نشانی : اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تلفن ۳۳۵۱۰۸۰۱-۰۴۵، نمابر ۳۳۵۱۲۹۰۲

وصول مقاله: ۱۳۹٦/۱۱/۲٤ ، اصلاح نهایی: ۱۳۹۷/۸/۲٦ ، پذیرش مقاله: ۱۳۹۷/۹/۵

مقدمه

راه‌رفتن یک نیاز شناخته شده و اساسی برای فعالیت روزانه و یکی از پیچیده‌ترین و عمومی‌ترین فعالیت‌های انسانی است که توسط چندین مسیر متصل از قشر به عضلات کنترل می‌شود (۱). مطالعات زیادی در حیطه ویژگی‌های نامتقارن راه‌رفتن انجام شده که می‌توان آنها را به دو دسته تقسیم کرد که شامل پارامترهای گسسته مانند زمان نوسان (۲) و طول گام (۳) و دیگری پارامترهای حاصل از سیگنال‌های پیوسته مانند سیگنال جابجایی مفصل (۴)، نیروی عکس‌العمل زمین (۵) و الکترومایوگرافی (۶) است. در مقایسه با پارامترهای گسسته، سیگنال‌های پیوسته می‌توانند توسط دامنه زمان و فرکانس تحلیل شوند. در نتیجه اغلب اطلاعات بیشتری از این سیگنال‌های راه‌رفتن را می‌توان برای مطالعه شاخص عدم‌تقارن استفاده نمود (۷). یک ویژگی متمایز نیروی عکس‌العمل زمین در مقایسه با سایر سیگنال‌های پیوسته راه‌رفتن این است که شتاب مرکز جرم بدن به‌طور مستقیم با نیروی عکس‌العمل زمین متناسب است (۷). در نتیجه با استفاده از اطلاعاتی که از نیروهای عکس‌العمل زمین استخراج می‌شود؛ می‌توان تمایز الگوهای رفتاری بین افراد سالم و ناسالم را مورد بررسی قرار داد.

برای شناسایی ناهنجاری‌های راه‌رفتن توجه کمتری به شاخص عدم تقارن طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین شده است.

عدمتقارن راه‌رفتن به مدت طولانی به عنوان یک اختلال باقیمانده در افراد مبتلا به مشکلات عصبی و عضلانی اسکلتی شناخته شده است. در افراد سالم، الگوهای راه‌رفتن با توجه به زمان، فاصله و نیروی عمودی، نسبتاً متقارن هستند که درصد کمی با تقارن کامل تفاوت دارند (۱). به عنوان مثال، تفاوت بین دو اندام تحتانی محاسبه شده با استفاده از شاخص عدم تقارن (۸) برای اندازه‌گیری نیروی عمودی در مسیر حرکت بدنی کمتر از ۶ درصد بوده است (۹). عدم تقارن در راه‌رفتن می‌تواند به‌طور بالقوه اثرات بلند مدتی بر روی سلامتی داشته باشد. زیرا سبب کاهش عملکرد روزانه می‌گردد (۱۰).

متغیرهای بیومکانیکی از اهمیت کلینیکی بالایی برخوردار بوده و می‌توان از آنها برای ارزیابی اثر درمانی یا برای طراحی برنامه‌های توانبخشی استفاده کرد (۱۱و۱۲). همچنین از مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین که جزء متغیرهای کینتیکی محسوب می‌شوند؛ می‌توان برای ارزیابی حرکات طبیعی و پاتولوژیک استفاده کرد. به‌طوری که علت حرکت را به جای اثر حرکت مورد بررسی قرار می‌دهد (۱۳). تحلیل دامنه فرکانس که سیگنال‌های دوره‌ای را از طریق ضرایب هارمونیک بررسی و الگوی نوسانات منحنی نیرو - زمان را اندازه‌گیری می‌کند؛ از روش‌های مناسب برای این منظور است (۹). تبدیل فوریر روشی است که فرایند میانگین را ساده نموده و از آن می‌توان برای به حداقل رساندن خطاهای درون آزمایشگاهی استفاده کرد (۹). علاوه براین از ضرایب فوریر که الگوهای نیروهای عکس‌العمل زمین را تحلیل می‌کند؛ می‌توان به‌عنوان پارامترهای جدا برای ارزیابی و مقایسه عملکرد استفاده نمود. دامنه فرکانس یک متغیر قابل توجه در نیروی عکس‌العمل زمین است که می‌توان از آن در ارزیابی‌های کلینیکی استفاده نمود (۱۴). با استفاده از کینتیک یا فشار کف‌پایی مشخص شده در افراد دارای کف پای صاف، به‌طور قابل توجهی دومین اوج از نیروی عمودی عکس‌العمل زمین کاهش معنی‌داری داشته است (۱۵) و در مقایسه با افراد سالم گشتاور اینورتوری بالاتری حین راه‌رفتن دارا بوده اند (۱۶). تحلیل الکترومایوگرافی نشان داده افراد دارای کف پای صاف فعالیت عضلانی بیشتری در برخی از عضلات پا مانند درشت‌نی خلفی و قدامی دارا بودند (۱۶و۱۷). تحلیل کینماتیکی ارتباط بین کف پای صاف و تغییرات کینماتیکی ریرفوت و فورفوت را حین راه‌رفتن بررسی نموده (۲۰-۱۸) و مشخص شده برخی پارامترها مانند چرخش خارجی زانو کاهش پیدا می‌یابد (۲۱). افزایش شاخص عدم تقارن در گشتاورهای ابداکتوری زانو، اداکتوری زانو، چرخش داخلی زانو، ابداکتوری ران و فلکسوری ران در کودکان دارای کف پای صاف در مقایسه با همسالان سالم مشاهده شده است (۲۲). پیدا نمودن شیوه‌های درمانی غیرتهاجمی همچون استفاده آنی و طولانی مدت از ارتز پا در درمان اختلالات شاخص عدم تقارن کمتر مورد استفاده قرار گرفته است. در مطالعه قبلی ما استفاده آنی از ارتز پا سبب کاهش شاخص عدم تقارن گشتاور ابداکتوری ران گردید (۲۳). براساس برخی مطالعات که نشان دادند شرایط پاتولوژیک با عدم تقارن کلی روبرو است (۷و۲۵-۲۳)؛ ما فرض کردیم ارتز مورد استفاده می‌تواند عدم تقارن طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی استفاده آنی و طولانی مدت ارتز را کاهش دهد. لذا این مطالعه به منظور تعیین اثر آنی و طولانی مدت ارتز پا بر شاخص عدم تقارن طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان دارای کف پای صاف حین راه‌رفتن انجام شد.

روش بررسی

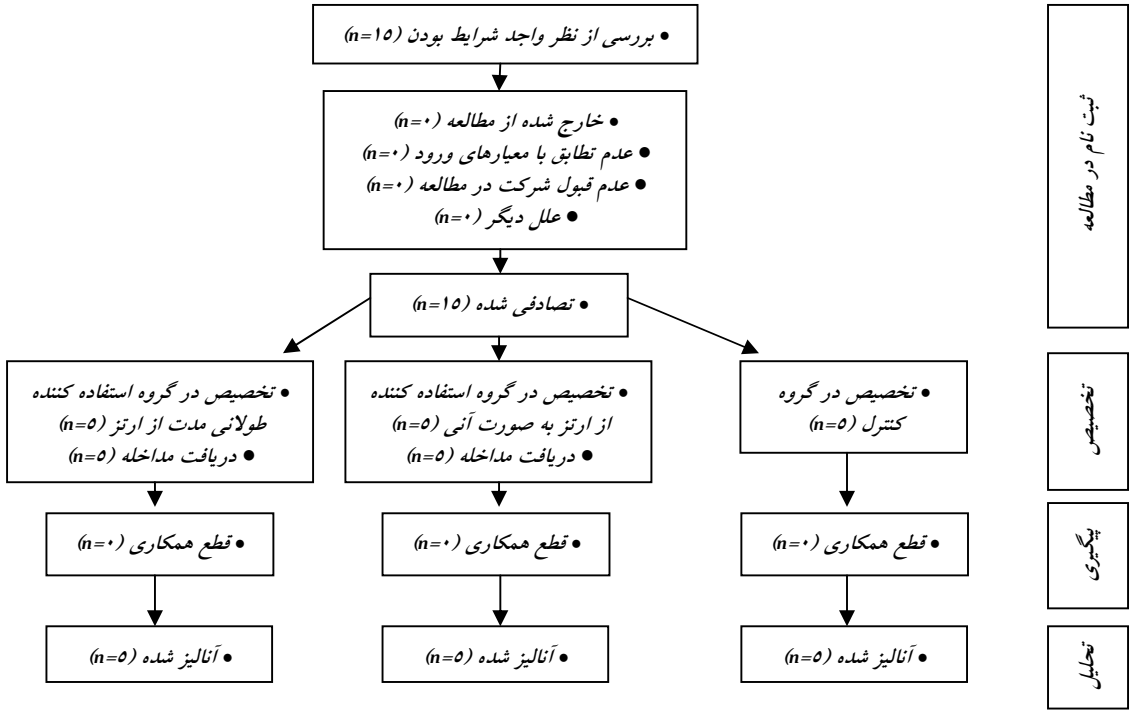
این کارآزمایی بالینی روی ۱۵ پسر ۱۲-۹ ساله دارای کف پای صاف منعطف در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان طی سال ۱۳۹۵ انجام شد.

۷۹۵ کودک در پنج مدرسه شهر همدان از نظر صاف بودن کف پا با استفاده از نمونه‌گیری در دسترس، بررسی شدند. از این میان تعداد ۱۵ کودک دارای کف پای صاف بودند که به والدین آنان اطلاع داده شد. معیار سنجش کف پای صاف، داشتن افتادگی ناوی کولار بیشتر از ۱۰ میلی‌متر بود (۲۶). برای مشخص نمودن پای برتر آزمودنی‌ها از آزمون شوت کردن توپ استفاده شد (۲۷).

مطالعه مورد تایید کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (IR-ARUMS-REC-1396-90) قرار گرفت. همچنین در مرکز ثبت کارآزمایی های بالینی ایران با شماره IRCT2017082235517N1 ثبت شد. از والدین کودکان برای شرکت در مطالعه رضایت‌نامه کتبی اخذ گردید.

معیارهای ورود به مطالعه شامل پسران با محدوده سنی ۱۲-۹ سال و دارا بودن کف پای صاف بودند. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل داشتن فعالیت فیزیکی سنگین در دو روز گذشته، سابقه شکستگی، بیماری‌های ارتوپدی، جراحی، مشکلات عصبی عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر بودند.

ارتز مورد استفاده در این مطالعه طی شرایط استفاده آنی و طولانی مدت مورد ارزیابی قرار گرفت. کفش مورد استفاده (New Balance 759, USA) برای تمام آزمودنی‌ها همسان بود. ارتز مورد استفاده دارای بیشینه ارتفاع قوس طولی - داخلی برابر ۲۵ میلی‌متر بود. با توجه به اندازه پای هر فرد، اندازه طولی ارتز تعیین شد. برای استفاده طولانی مدت از ارتز، در روز اول آزمودنی‌ها به‌مدت یک ساعت ارتز را مورد استفاده قرار دادند. سپس در روزهای بعد به ازای هر روز یک ساعت مدت زمان استفاده از ارتز افزایش یافت تا این که در نهایت بتوانند ارتز را در



شکل ۱ : نمودار کارآزمایی بالینی

تمامی فعالیت‌های روزانه خود استفاده نمایند. مدت استفاده در شرایط طولانی مدت از ارتز ۴ ماه بود.

۱۵ کودک دارای کف پای صاف به‌صورت تصادفی در سه گروه کنترل (بدون استفاده از ارتز)، گروه استفاده کننده از ارتز به صورت آنی و گروه استفاده کننده طولانی مدت از ارتز (طی ۴ ماه) قرار گرفتند (شکل یک).

به‌منظور ثبت داده‌های کینماتیکی از چهار دوربین وایکن (Vicon system, Oxford Metrics, Oxford, UK) با سرعت فرم‌برداری ۱۰۰هرتز استفاده شد. مارکرهای منعکس‌کننده نور برای شناسایی لگن، ران، ساق و پا حین راه‌رفتن استفاده شد. مارکرها بر روی لندمارکرهای دو طرف بدن بر طبق چیدمان مارکر به شیوه پلاگ این گیت (Plug in Gait) شامل خار خاصره قدامی - فوقانی، خار خاصره خلفی - فوقانی، اپی‌کندیل خارجی ران، بخش میانی - خارجی ران، بخش میانی - خارجی ساق، قوزک خارجی، پاشنه و بر روی متاتارسال دوم و سوم قرار گرفتند (۶). با توجه به استفاده از کفش توسط آزمودنی‌ها، مارکرهای پنجه و پاشنه‌های دوپا به‌طور مستقیم به پوست متصل نشد و موقعیت مناسب بر روی کفش قرار گرفت. همچنین قبل از هر شرایط آزمایشی، برای محاسبه بخش سیستم‌های مختصات و شناسایی موقعیت مرکز مفصل از آزمایش استاتیک استفاده گردید. داده‌های کینماتیکی با استفاده از یک فیلتر باتروورث مرتبه چهارم با برش فرکانسی ۶ هرتز فیلتر شد. برای پردازش داده‌های سرعت راه‌رفتن از نرم‌افزار پلیگان (Polygon Authoring tool) استفاده شد. برای مشخص نمودن ابتدا و انتهای فاز استقرار و ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین از دو صفحه نیرو (Kistler, type 9281, Kistler Instruent AG, Winterthur, Switzerland) که در مرکز فضای کالیبره واقع شده بودند؛ استفاده شد. دو صفحه نیرو با سیستم وایکون سینک بود. نرخ نمونه‌برداری در دستگاه صفحه نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز بود. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی سه شرایط راه‌رفتن بدون ارتز، استفاده آنی و همچنین بعد از استفاده طولانی مدت از ارتز ثبت شد. با استفاده از فیلتر باتروورث پایین‌گذر مرتبه چهارم با برش فرکانسی ۲۰ هرتز داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین فیلتر شدند (۲۳).

از طریق تبدیل فوریر یا تحلیل هارمونیک با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۳ داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل گردید (۲۸). با استفاده از ضریب همبستگی بین مؤلفه‌های سیگنال در طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل می‌توان مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین را به‌دست آورد. می‌توان گفت فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین ممکن است تاحدودی نشان‌دهنده عملکرد مؤلفه نوسانی سیستم عصبی حرکتی باشد. طیف گسسته فرکانس به‌صورت مضربی از فرکانس پایه که هارمونیک نامیده می‌شود؛ تعیین می‌گردد. پس از محاسبه سیگنال ورودی نیروهای عکس‌العمل زمین (۲۹و۳۰)؛ شاخص‌های فرکانس، میانه فرکانس نیرو، پهنای باند فرکانس نیرو و تعداد هارمونی‌های ضروری برای بازسازی سطح

محاسبه شدند. فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد که نشان‌دهنده این مورد است که ۹۹/۵ درصد توان سیگنال پایین‌تر از فرکانس آن سیگنال است (۱۴). میانه فرکانس نیرو، نقطه‌ای است که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد (۱۴). پهنای باند فرکانس نیرو نشان‌دهنده تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل، زمانی که توان سیگنال در داده‌های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد را نشان می‌دهد (۱۴). تعداد هارمونی‌های ضروری (ne) برای بازسازی سطح ۹۵ درصد از داده‌ها در نظر گرفته شد که به‌عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها است که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ است (۱۴). شاخص عدم تقارن راه‌رفتن که با مقایسه ویژگی‌های حرکت اندام راست و چپ ایجاد می‌شود؛ از رابطه زیر محاسبه شد.

$$GA\ (\%) = \frac{|X_L - X_R|}{2 \times |X_L - X_R|} \times 100$$

XL و XR، مقادیر ویژگی های پارامترهای گسسته است که به ترتیب از اندام چپ و راست اندازه گیری می شود. به‌طور معمول یکی از معیارهای مورد استفاده برای ویژگی‌های پارامترهای گسسته که توسط سو و همکاران تعریف شده؛ عدم تقارن راه‌رفتن (GA) است (۷).

آزمون شپیرو – ویلک نرمال بودن توزیع داده‌ها را تایید نمود. از آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای مقایسه داده‌ها حین شرایط راه‌رفتن بدون ارتز، استفاده آنی و طولانی مدت از ارتز استفاده شد. برای محاسبه اندازه اثر از Eta square استفاده گردید. داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS-22 در سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ تجزیه و تحلیل شدند.

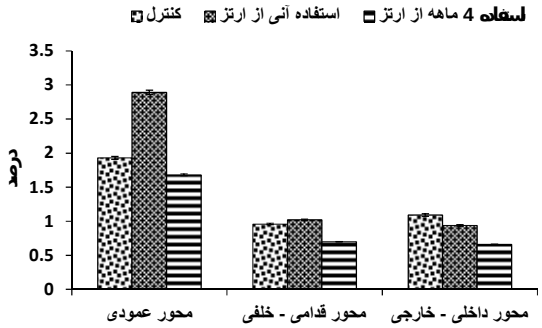
یافته‌ها

میانگین سنی کودکان ۱/۵±۱۰/۳ سال، میانگین وزن ۸/۱±۴۲/۲ کیلوگرم و میانگین قد آنان ۱۰/۷±۱۵۱/۶ سانتی‌متر بود.

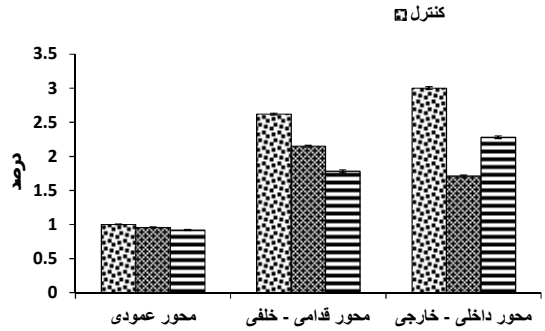
هیچ اختلاف آماری معنی‌داری در شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین بین سه شرایط راه‌رفتن بدون ارتز، اثر آنی و همچنین اثر طولانی مدت ارتز یافت نشد. مقادیر اندازه اثر (Eta square) در همه موارد در محدوده کوچک تا متوسط قرار داشت (جدول یک). با این وجود، شاخص عدم تقارن مؤلفه داخلی – خارجی طیف فرکانس حین راه‌رفتن بدون ارتز، اثر آنی و طولانی مدت ارتز در متغیرهای فرکانس میانه و پهنای باند بیشتر از ۴درصد تعیین شد (جدول یک).

اختلاف آماری معنی‌داری در شاخص عدم تقارن تعداد هارمونی‌های ضروری در مقایسه سه گروه مورد مطالعه یافت نشد (جدول یک و نمودار یک).

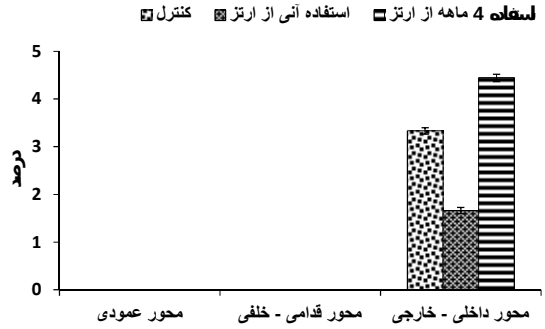
شاخص عدم تقارن مجموع توان هارمونی‌های ضروری در سه محور عمودی، قدامی – خلفی و داخلی – خارجی در سه گروه مورد مطالعه اختلاف آماری معنی‌داری نشان نداد (نمودار ۲). با این حال، شاخص عدم تقارن مجموع توان هارمونی‌های ضروری محور داخلی – خارجی اثر آنی ارتز حین راه‌رفتن با ارتز تمایل به کاهش را در مقایسه با راه‌رفتن بدون ارتز نشان داد ($P<0/060$) که این اختلاف از نظر آماری معنی‌دار نبود (نمودار ۲).



نمودار ۱ : میانگین و انحراف استاندارد شاخص عدم تقارن تعداد هارمونی‌های ضروری در سه محور عمودی (Fz)، قدامی-خلفی (Fy) و داخلی-خارجی (Fx) طی سه شرایط راه‌رفتن بدون ارتز، اثر آنی و همچنین اثر طولانی مدت ارتز



نمودار ۲ : میانگین و انحراف استاندارد شاخص عدم تقارن مجموع توان هارمونی‌های ضروری در سه محور عمودی (Fz)، قدامی-خلفی (Fy) و داخلی-خارجی (Fx) طی سه شرایط راه‌رفتن بدون ارتز، اثر آنی و همچنین اثر طولانی مدت ارتز



نمودار ۳ : میانگین و انحراف استاندارد شاخص عدم تقارن هارمونیک‌های پایه در سه محور عمودی (Fz)، قدامی-خلفی (Fy) و داخلی-خارجی (Fx) طی سه شرایط راه‌رفتن بدون ارتز، اثر آنی و همچنین اثر طولانی مدت ارتز

جدول ۱ : میانگین و انحراف استاندارد شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در سه محور عمودی، قدامی - خلفی و داخلی - خارجی در کودکان پسر دارای کف پای صاف در سه گروه مورد مطالعه

محورها	شاخص‌ها	میانگین و انحراف استاندارد گروه کنترل (عدم استفاده از ارتز)	گروه مداخله اول (استفاده آنی از ارتز)	گروه مداخله دوم (استفاده ٤ ماهه از ارتز)	p-value	اندازه اثر
عمودی	فرکانس (۹۹/۵ درصد)	۲/۹۲±٤/۰۵	۲/۲۷± ۲/۰۵	۱/۵۳± ۱/٤۲	۰/۳۲۵	۰/۱۵۹
	فرکانس میانه	۰/۰۰± ۰/۰۰	۰/۰۰± ۰/۰۰	۰/۰۰± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰۰
	پهنای باند	۰/۰۰± ۰/۰۰	۰/۰۰± ۰/۰۰	۰/۰۰± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰۰
قدامی- خلفی	فرکانس (۹۹/۵ درصد)	۲/۹۹± ۳/۳۸	۳/۲۸± ۲/۷۰	۳/۶۹± ۳/۰۸	۰/۷٤۹	۰/۰٤۳
	فرکانس میانه	۰/۹۵± ۰/۵۱	۲/۷۳± ٤/۲۰	۱/٤۲± ۲/۹۵	۰/۳۹۶	۰/۱۳۳
	پهنای باند	۰/۰۰± ۰/۰۰	۰/۰۰± ۰/۰۰	۰/۰۰± ۰/۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰۰
داخلی- خارجی	فرکانس (۹۹/۵ درصد)	۳/۱۶± ۳/۰۱	۳/٤۹± ۳/۱۷	۳/٤۹± ۳/۲۹	۰/۸۶۳	۰/۰۲۲
	فرکانس میانه	۶/۹۰± ۷/۷۰	٤/۷۳± ۶/٤٤	٤/۶۰± ۶/۳۱	۰/۶۳۸	۰/۰۶۷
	پهنای باند	۹/۶۹± ۱۰/۲٤	۷/۱۵± ۹/۳۲	۶/۷۷± ۹/۲۹	۰/۷۰۸	۰/۰۵۲

هیچ اختلاف آماری معنی‌داری در شماره هارمونی پایه در سه محور عمودی، قدامی - خلفی و داخلی - خارجی بین سه شرایط راه‌رفتن بدون ارتز، اثر آنی و همچنین اثر طولانی مدت ارتز یافت نشد (نمودار ۳).

بحث

با توجه به نتایج این مطالعه در شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین بین سه شرایط راه‌رفتن بدون ارتز، اثر آنی و همچنین اثر طولانی مدت ارتز اختلاف آماری معنی‌داری یافت نشد. با این وجود، شاخص عدم تقارن مؤلفه داخلی - خارجی طیف فرکانس حین راه‌رفتن بدون ارتز، اثر آنی و طولانی مدت ارتز در متغیرهای فرکانس میانه و پهنای باند بیشتر از ۴ درصد تعیین شدند. شاخص عدم تقارن نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد سالم طی راه‌رفتن در دامنه‌ای بین صفر تا چهاردرصد است (۳۱). لذا می‌توان گفت علی‌رغم بالاتر بودن شاخص عدم تقارن در کودکان دارای کف پای صاف طی شرایط راه‌رفتن بدون ارتز، استفاده آنی و طولانی‌مدت از ارتز سبب بهبود این شاخص نگردید. وجود تقارن راه‌رفتن دلیلی بر وجود توافق کامل بین عملکرد اندام تحتانی است (۳۱). همچنین نتایج نشان داد که شاخص عدم تقارن مجموع توان هارمونی‌های ضروری، شاخص عدم تقارن تعداد هارمونی‌های ضروری و در شماره هارمونی پایه در سه بعد طی سه شرایط راه‌رفتن بدون ارتز، اثر آنی و همچنین اثر طولانی مدت ارتز هیچ اختلاف معنی‌داری وجود ندارد. با این حال، شاخص عدم تقارن مجموع توان هارمونی‌های ضروری محور داخلی - خارجی اثر آنی ارتز طی راه‌رفتن با ارتز تمایل به کاهش غیرمعنی‌داری را در مقایسه با راه‌رفتن بدون ارتز نشان داد. این امکان وجود دارد که عدم تقارن منعکس‌کننده تعادل بارگیری طبیعی در یک طرف بیشتر از طرف دیگر باشد (۳۲). Zifchock و همکاران در سال ۲۰۰۶ نشان دادند که دونده‌های سالم در پارامترهای مختلف کینتیکی دارای سطوح مختلفی از تقارن هستند (۳۳). بنابراین، علتی که ممکن است موجب افزایش حرکت تنه به طرف اندام غیرغالب گردد؛ وجود اختلال و جابجایی مرکز (۳۴) و غالب بودن اندام غالب (۳۵) باشد. یکی از دلایلی که باعث می‌شود در اندام تحتانی به یک اندام نسبت به سایر اندام‌ها استرس بیشتری وارد شود؛ عدم تقارن کینتیکی است. مانند بافت اسکلتی - عضلانی پا که در معرض سطوح بالاتری از استرس هستند (۳۶). وجود عدم تقارن در راه‌رفتن انسان باعث می‌شود که یکی از اندام‌های تحتانی، عملکرد اندام کنترل را کاهش دهد (۱).

با این که پارامترهای فضایی - زمانی می‌توانند به‌طور کلی راه‌رفتن را تشریح کنند؛ اما به دلیل این که فقط قادر به درک اثر (مثلاً طول گام) حرکت و نه علت (مانند نیرو) هستند؛ ممکن است نتوانند پارامترهای کاملی را در نظر بگیرند (۳۷و۳۸). Crowe و همکاران نشان دادند که با استفاده از داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، باید تقارن پایدار را در محدوده مرکز جرم بدن در نظر گرفت (۳۹). Giakas و Baltzopoulos با استفاده از تجزیه و تحلیل دامنه زمان و فرکانس، به بررسی تغییرات و تقارن اندازه‌گیری شده از نیروی عکس‌العمل زمین طی راه‌رفتن در افراد سالم پرداختند و راه‌رفتن انسان را به صورت متقارن بر اساس تحلیل هارمونیک تایید کردند (۹). استفاده آنی از ارتز شاخص عدم تقارن گشتاور ابداکتوری ران را حین راه‌رفتن در کودکان دارای کف پای صاف کاهش می‌دهد (۲۳). لذا کاهش عدم تقارن گشتاور ابداکشن ران حین راه‌رفتن، شاید بتواند سبب کاهش انرژی مصرفی و خطر سقوط در کودکان دارای کف پای صاف منعطف گردد (۴۰). با این وجود، مطالعات بیشتری لازم است تا این ادعا و همچنین اثر آنی و طولانی‌مدت ارتز بر روی شاخص‌های عدم تقارن طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین را پشتیبانی یا رد کند.

از محدویت‌های این مطالعه می‌توان به جنسیت آزمودنی‌ها اشاره نمود که همگی پسر بودند. در حالی که ممکن است دختران دارای کف پای صاف پاسخ متفاوتی را نسبت به مداخله انجام شده نشان دهند. همچنین، این مطالعه تنها بر روی تکلیف ساده راه‌رفتن انجام

شد و نیاز به پژوهش‌های بیشتر بر روی حرکات پیچیده‌تر مانند دویدن و یا پریدن است.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که علی رغم بالا بودن شاخص عدم تقارن مؤلفه داخلی - خارجی طیف فرکانس نیروی عکس العمل زمین حین راه‌رفتن بدون ارتز، اثر آنی و طولانی مدت ارتز در متغیرهای فرکانس میانه و پهنای باند، ارتز مورد استفاده اثر معنی داری را بر بهبود شاخص عدم تقارن مؤلفه های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین نشان نداد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل طرح تحقیقاتی (شماره ۱۲۴۳) مصوب معاونت پژوهشی دانشگاه محقق اردبیلی بود و با حمایت مالی آن دانشگاه به انجام رسید. بدین وسیله از تمامی کودکان شرکت‌کننده در مطالعه و والدین آنان تشکر می‌نماییم.

References

1. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. Gait Posture. 2000 Sep; 12(1): 34-45.

2. Baltadjieva R, Giladi N, Gruendlinger L, Peretz C, Hausdorff JM. Marked alterations in the gait timing and rhythmicity of patients with de novo Parkinson's disease. Eur J Neurosci. 2006 Sep; 24(6): 1815-20. doi: 10.1111/j.1460-9568.2006.05033.x

3. Jayaram G. Understanding and enhancing locomotor adaptation using transcranial stimulation. The Johns Hopkins University. ProQuest Dissertations Publishing. 2013; UMI Number: 3573050.

4. Roemmich RT, Field AM, Elrod JM, Stegemöller EL, Okun MS, Hass CJ. Interlimb coordination is impaired during walking in persons with Parkinson's disease. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2013 Jan; 28(1): 93-97. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.09.005

5. Riskowski JL, Hagedorn TJ, Dufour AB, Hannan MT. Functional foot symmetry and its relation to lower extremity physical performance in older adults: the Framingham Foot Study. J Biomech. 2012 Jun; 45(10): 1796-802. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.04.019

6. 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. J Electromyogr Kinesiol. 2018 Apr; 39: 35-41. doi: 10.1016/j.jelekin.2018.01.006

7. Su BL, Song R, Guo LY, Yen CW. Characterizing gait asymmetry via frequency sub-band components of the ground reaction force. Biomed Signal Process Control. 2015; 18: 56-60. https://doi.org/10.1016/j.bspc.2014.11.008

8. Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, Esker FS, Robertson D. Do different methods for measuring joint moment asymmetry give the same results? J Bodyw Mov Ther. 2018; 22(3): 741-46. https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.10.015

9. 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. https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01083-1

10. Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, Closson V, Verrier MC, Staines WR, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. Arch Phys Med Rehabil. 2008 Feb; 89(2):304-10. doi: 10.1016/j.apmr.2007.08.142

11. Noehren B, Scholz J, Davis I. The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. Br J Sports Med. 2011 Jul; 45(9): 691-96. doi: 10.1136/bjsm.2009.069112

12. Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2011 Jan; 26(1): 78-83. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.09.003

13. 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. J Biomech. 2016 Jun; 49(9): 1705-10. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.056

14. 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. Foot (Edinb). 2018 Dec; 37: 77-84. doi: 10.1016/j.foot.2018.05.003

15. Kothari A, Dixon PC, Stebbins J, Zavatsky AB, Theologis T. Are flexible flat feet associated with proximal joint problems in children? Gait Posture. 2016 Mar; 45: 204-10. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.02.008

16. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2004 May; 19(4): 391-97. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.12.010

17. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. Gait Posture. 2009 Feb; 29(2): 172-87. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.08.015

18. Levinger P, Murley GS, Barton CJ, Cotchett MP, McSweeney SR, Menz HB. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. Gait Posture. 2010 Oct; 32(4): 519-23. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.07.013

19. Xu J, Zhang Y, Muhammad H, Wang X, Huang J, Zhang C, et al. In vivo three-dimensional analysis of hindfoot kinematics in stage II PTTD flatfoot. J Orthop Sci. 2015 May; 20(3): 488-97. doi: 10.1007/s00776-015-0698-4

20. Yoshioka N, Ikoma K, Kido M, Imai K, Maki M, Arai Y, et al. Weight-bearing three-dimensional computed tomography analysis of the forefoot in patients with flatfoot deformity. J Orthop Sci. 2016 Mar; 21(2): 154-58. doi: 10.1016/j.jos.2015.12.001

21. Twomey DM, McIntosh AS. The effects of low arched feet on lower limb gait kinematics in children. Foot (Edinb). 2012 Jun; 22(2): 60-65. doi: 10.1016/j.foot.2011.11.005

22. 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. Foot (Edinb). 2018 Mar; 34: 63-68. doi: 10.1016/j.foot.2017.11.005

23. Jafarnezhadgero A, Shad MM, Ferber R. The effect of foot orthoses on joint moment asymmetry in male children with flexible flat feet. J Bodyw Mov Ther. 2018; 22(1): 83-89. https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.04.007

24. Lin PY, Yang YR, Cheng SJ, Wang RY. The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. Arch Phys Med Rehabil. 2006 Apr; 87(4): 562-68. doi: 10.1016/j.apmr.2005.12.042

25. White R, Agouris I, Fletcher E. Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2005 Jun; 20(5): 508-16. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.01.001

26. Lange B, Chipchase L, Evans A. The effect of low-dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop

exceeding 10 mm. J Orthop Sports Phys Ther. 2004 Apr; 34(4): 201-209. doi: 10.2519/jospt.2004.34.4.201

27. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. J Orthop Res. 1990 May; 8(3): 383-92. doi: 10.1002/jor.1100080310

28. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 4th ed. New York: John Wiley & Sons. 2009.

29. Wurdeman SR, Huisinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2011 Feb; 26(2): 207-12. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.09.021

30. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2012 Dec;27(10):1058-63. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2012.08.004

31. Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. Med Sci Sports Exerc. 1989 Feb; 21(1): 110-104.

32. Perttunen JR, Anttila E, Södergård J, Merikanto J, Komi PV. Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. Scand J Med Sci Sports. 2004 Feb; 14(1): 49-56.

33. Zifchock RA, Davis I, Hamill J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. J Biomech. 2006; 39(15): 2792-97. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.10.003

34. De Cock A, Vanrenterghem J, Willems T, Witvrouw E, De Clercq D. The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. Gait Posture. 2008 May; 27(4): 669-75. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.08.013

35. Ross S, Guskiewicz K, Prentice W, Schneider R, Yu B. Comparison of biomechanical factors between the kicking and stance limbs. J Sport Rehabil. 2004; 13(2): 135-50.

36. Zifchock RA, Davis I, Higginson J, McCaw S, Royer T. Side-to-side differences in overuse running injury susceptibility: a retrospective study. Hum Mov Sci. 2008 Dec; 27(6): 888-902. doi: 10.1016/j.humov.2008.03.007

37. Vaughan CL. Are joint torques the holy grail of human gait analysis? Hum Mov Sci. 1996; 15(3): 423-43. https://doi.org/10.1016/0167-9457(96)00009-7

38. Vaughan CL, Davis BL, O'conner JC. Dynamics of human gait. 2nd ed. Cape Town: Kiboho Publishers. 1999.

39. Crowe A, Schiereck P, de Boer RW, Keessen W. Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. IEEE Trans Biomed Eng. 1995 Mar; 42(3): 293-303. doi: 10.1109/10.364516

40. Ellis RG, Howard KC, Kram R. The metabolic and mechanical costs of step time asymmetry in walking. Proc Biol Sci. 2013 Apr; 280(1756): 20122784. doi: 10.1098/rspb.2012.2784