

Original Article

Effect of long term use of arch support foot orthoses on walking ground reaction force asymmetry index in children with flexible flat feet: A cohort study

AmirAli Jafarnezhadgero^{1*} , Seyed Majid Alavi Mehr¹ , Mahdi Majlesi² 

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

²Department of Sport Biomechanics, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Hamedan, Iran

*Corresponding author; E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Received: 15 October 2017 Accepted: 19 December 2017 First Published online: 7 September 2019
Med J Tabriz Uni Med Sciences Health Services. 2019 October- November; 41(4):31-39

Abstract

Background: Foot orthoses are often used to correct altered gait patterns. However, effect of long term use of arch support foot orthoses on walking mechanics is not well understood. The aim of this study was to evaluate the effects of long term use of arch support foot orthoses on the asymmetry indices of ground reaction forces during stance phase of walking in male children with flexible flat feet.

Methods: Fifteen male volunteered children (with their parents' permission) with flexible flat feet were evaluated. Walking ground reaction forces and kinematic data before and after four months use of foot orthoses were recorded by force plate and Vicon motion system, respectively. Then, the asymmetry indices of ground reaction force components were calculated.

Results: The results show that asymmetry index of the medio-lateral component of ground reaction force in loading response and push off phases during pre-test were higher than 4% (normal value). Also asymmetry index of its time to peak during the mid-stance phase in the pre-test were higher than normal value. Moreover, findings did not show any significant differences in asymmetry indices of other ground reaction force components and their time to peak, impulses and vertical loading rate between pre-test and post-test conditions.

Conclusion: Despite the high asymmetry values of the peak medio-lateral component and its time to peak in children with flexible flat feet during pre-test; long-term use of the foot orthoses did not show any significant effect on the improvement of the asymmetry index of these components. However, long-term wearing of the foot orthoses reduced asymmetry index of the peak positive free moment amplitude.

Keyword: Foot Orthoses, Arch Support, Asymmetry Index, Flat Feet

How to cite this article: Jafarnezhadgero A, Alavi Mehr S M, Majlesi M. [Effect of long term use of arch support foot orthoses on walking ground reaction force asymmetry index in children with flexible flat feet: A cohort study]. Med J Tabriz Uni Med Sciences Health Services. 2019 October- November; 41(4):31-39. Persian.

مقاله پژوهشی

اثر استفاده طولانی مدت از کفی arch support بر روی شاخص‌های عدم تقارن نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن در کودکان با کف پای صاف منعطف: یک مطالعه کوهورت

امیرعلی جعفرنژادگرو^{۱*}، سید مجید علوی مهر^۱، مهدی مجلسی^۲

^۱گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
^۲گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد همدان، همدان، ایران
*نویسنده مسئول: ایمیل: amiralijafamezhad@gmail.com

دریافت: ۱۳۹۶/۷/۲۳ پذیرش: ۱۳۹۶/۹/۲۸ انتشار برخط: ۱۳۹۸/۶/۱۶
مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی تبریز: مهر و آبان ۱۳۹۸؛ ۴۱(۴): ۳۹-۳۱

چکیده

زمینه: اورتوزهای پا اغلب برای اصلاح تغییرات الگوی راه رفتن مورد استفاده قرار می‌گیرند. باوجود این، اثرات استفاده طولانی مدت از کفی حمایت‌کننده قوس طولی داخلی بر روی مکانیک راه رفتن به خوبی مشخص نشده است. هدف این مطالعه بررسی اثر استفاده طولانی مدت از کفی حمایت‌کننده قوس طولی داخلی بر روی شاخص‌های عدم تقارن نیروهای عکس‌العمل زمین طی فاز استقرار راه رفتن در کودکان دارای کف پای صاف منعطف می‌باشد.
روش کار: ۱۵ کودک پسر دارای کف پای صاف منعطف داوطلب شدند که در این پژوهش شرکت نمایند. مقادیر نیروی عکس‌العمل زمین و کینماتیک حرکت قبل و بعد از ۴ ماه استفاده از ارتز پا به ترتیب توسط دستگاه صفحه‌نیرو و سیستم وایکان طی فاز استقرار راه رفتن ثبت شد. سپس مقادیر شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین محاسبه شد. جهت تحلیل آماری از آزمون تی زوجی استفاده شد.
یافته‌ها: نتایج نشان داد که شاخص عدم تقارن مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین طی پیش‌آزمون در دو فاز پاسخ بارگیری و هل دادن و همچنین شاخص عدم تقارن زمان رسیدن به اوج آن طی فاز میانه استقرار در پیش‌آزمون بیشتر از ۴ درصد (حد نرمال) می‌باشد. یافته‌ها هیچ‌گونه اختلاف معناداری در شاخص عدم تقارن نیروهای عکس‌العمل زمین ($P>0/05$)، زمان رسیدن به اوج ($P>0/05$)، ایمپالس ($P>0/05$) و نرخ بارگذاری ($P=0/781$) بین دو شرایط پیش‌آزمون و پس‌آزمون نشان نداد. شاخص عدم تقارن اوج مثبت گشتاور آزاد کاهش معناداری را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد ($P=0/001$).

نتیجه‌گیری: علی‌رغم بالا بودن شاخص عدم تقارن اوج مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به این اوج در کودکان دارای کف پای صاف طی پیش‌آزمون، استفاده طولانی مدت از کفی اثری معنی‌داری را بر بهبود شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین نشان نداد. با وجود این، استفاده طولانی مدت از کفی شاخص عدم تقارن اوج مثبت گشتاور آزاد را کاهش داد.

کلید واژه‌ها: ارتز پا، arch support، شاخص عدم تقارن، کف پای صاف.

نحوه استناد به این مقاله: جعفرنژادگرو ا، ع، علوی مهر س م، مجلسی م. بررسی اثر استفاده طولانی مدت از کفی arch support بر روی شاخص‌های عدم تقارن نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن در کودکان با کف پای صاف منعطف: یک مطالعه کوهورت. مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی تبریز. ۱۳۹۸؛ ۴۱(۴): ۳۹-۳۱

حق تألیف برای مؤلفان محفوظ است.

این مقاله با دسترسی آزاد توسط دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی - درمانی تبریز تحت مجوز کربیتو کامنز (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0>) منتشر شده که طبق مفاد آن هرگونه استفاده تنها در صورتی مجاز است که به اثر اصلی به نحو مقتضی استناد و ارجاع داده شده باشد.

مقدمه

کف پای صاف منعطف در کودکان و نوجوانان رایج است (۱). ناهنجاری‌های ساختاری و عملکردی پا، مانند کف پای صاف، ممکن است طی راه رفتن باعث ایجاد انحرافات مکانیکی اندام تحتانی شود. همچنین گزارش شده است که کف پای صاف با افزایش نیروی داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین، ضربه و زمان رسیدن به اوج طی فاز استقرار راه رفتن همراه باشد (۲). به دلیل این‌که راه رفتن شامل کاپلینگ زنجیره‌ی بسته مفاصل اندام تحتانی است، تغییر در وضعیت پا می‌تواند منجر به تغییر در حرکت و نیروهای مفاصل پروگزیمال شود. همچنین بیان شده است که کف پای صاف در طی راه رفتن با چرخش داخلی بیش از حد تیبیا همراه است (۳). این کاپلینگ در چرخش می‌تواند منجر به افزایش فشار برشی در مفصل زانو شود (۳). علاوه بر این، کف پای صاف ممکن است با افزایش چرخش داخلی ران همراه باشد و در نتیجه باعث افزایش فشار به قسمت خارجی استخوان کشکک شود (۴). محققان گزارش دادند که کودکان (۸ تا ۱۵ سال) با کف پای صاف احتمال ابتلا بیشتری به درد و ناراحتی در ناحیه‌ی زانو، ران و کمر را در مقایسه به همسالان سالم دارا هستند (۵). علاوه بر این، گزارش شده است که کودکان (۱۱-۱۲ سال) دارای کف پای صاف در مقایسه با کودکان سالم بیشتر در معرض چرخش خارجی ران و زاویه‌ی پیشرفت به سمت خارج پا طی راه رفتن بودند (۶). بنابراین باید گزینه‌های مناسب درمان برای افرادی که دارای کف پای صاف هستند، انتخاب شود. یک شیوه‌ی درمانی غیرتهاجمی برای کف پای صاف، استفاده از اورتوز پا است. چندین مطالعه، تغییرات بیومکانیکی راه رفتن را برای افراد سالم و بیمار طی دو شرایط راه رفتن با و بدون اورتوز مورد بررسی قرار داده‌اند. به طور مثال Tang و همکاران (۲۰۱۵) نشان دادند که اورتوزها در کاهش حرکت عقب پا (rear foot) در سطح فرونتال و همچنین کاهش فشار پلاتاری در بیماران بالغ دارای کف پای صاف منعطف بسیار موثر هستند (۷). اسلامی و Ferber (۲۰۱۳) با اندازه‌گیری‌های مختلف افت نایکولار، تغییرات کینماتیکی سه‌بعدی کاپلینگ بخش جلوی پا-عقب پا در افراد بالغ را طی دویدن مورد بررسی قرار دادند و گزارش دادند که ارتزهای پا با کاهش حرکت جلوی پا در سطح فرونتال نسبت به عقب پا، به طور قابل توجهی زاویه‌ی کاپلینگ بین بخش جلوی پا-عقب پا را کاهش می‌دهد (۸). بنابراین، همانطور که مطالعات فوق نشان دادند، ارتزهای پا می‌توانند روی بیومکانیک راه رفتن تأثیر بگذارند. مطالعات بسیار کمی اثر ابزار ارتودیک را روی مکانیک راه رفتن در کودکان مبتلا به کف پای صاف منعطف مورد بررسی قرار داده‌اند (۹). علاوه بر این، اطلاعات کمی در مورد چگونگی اثر ارتزهای پا بر روی شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن وجود دارد. استفاده از تجزیه و تحلیل کلینیکی راه

رفتن برای محاسبه‌ی نیروهای عکس‌العمل زمین در حال افزایش است و از اهمیت ویژه‌ای برای شناسایی آسیب‌های مختلف برخوردار می‌باشد. بر اساس مطالعات بیومکانیک، ارزیابی تقارن در طی راه رفتن از اهمیت بالایی برخوردار می‌باشد (۱۰، ۱۱). به عنوان مثال، Herzog و همکاران (۱۹۸۹) متغیرهای حاصل از دستگاه صفحه نیرو را جهت کمی نمودن شاخص عدم تقارن طی راه رفتن در افراد سالم استفاده نمودند (۱۱). این پژوهشگران نتیجه گرفتند که شاخص عدم تقارن مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راه رفتن افراد سالم در دامنه‌ای بین صفر تا چهار درصد قرار دارد (۱۱). همین مطالعه نشان داد که متغیرهای نیروی داخلی-خارجی و قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین با سطوح عدم تقارن بالایی همراه هستند (۱۱). Sadeghi و همکاران (۲۰۰۰) در یک مقاله مروری گزارش نمودند که مطالعات گسترده‌ای بر روی تقارن طبیعی یا عدم تقارن پارامترهای بیومکانیکی راه رفتن مانند نیروی عکس‌العمل زمین و الکترومیوگرافی انجام نشده است (۱۲). این پژوهشگران گزارش دادند که عدم تقارن راه رفتن، اغلب با جمع‌آوری داده‌های ساده همچون متغیرهای فضایی-زمانی انجام شده و مطالعاتی که شامل تجزیه و تحلیل کمی بیومکانیک اندام تحتانی را شامل شوند، محدود می‌باشند. Arsenault و همکاران عدم تقارن فعالیت الکترومیوگرافی عضلات نعلی و راست‌رانی را طی حرکات انتقالی گزارش نمودند (۱۳). مطالعه‌ی دیگری فعالیت الکترومیوگرافی بین هفت جفت از عضلات اندام تحتانی سمت غالب و غیر غالب را طی یک سیکل راه رفتن در افراد سالم مقایسه کردند (۱۴). نتایج این مطالعه نشان داد که بیشترین عدم تقارن در دامنه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات پلنتار فلکسور مچ پا وجود دارد (۱۴). تقارن مفاصل در راه رفتن یک موضوع بحث برانگیز است. با این وجود، برخی مطالعات نشان دادند که عدم تقارن راه رفتن بستگی به شرایط پاتولوژی دارد. به عنوان مثال، مطالعات نشان دادند بیمارانی که دارای شرایطی مثل اختلاف طول پا (۱۵) و بیماری پارکینسون (۱۶) هستند به طور قابل توجهی عدم تقارن طی راه رفتن را نشان می‌دهند. عدم تقارن بین اندامی در مفصل زانو در کودکان با کف پای صاف حدود ۱۷ درصد و در مفصل ران حدود ۲۱ درصد بیشتر از افراد سالم بود (۱۰). عدم تقارن راه رفتن به طور معمول با ایجاد آسیب در بافت‌های بدن مرتبط است. طبق مطالعات گذشته، تفاوت‌های بین اندامی در ضخامت غضروف، سختی استخوان و قدرت عضلانی (۱۷) بین اندام غالب و غیرغالب در افراد سالم وجود دارد. این عدم تقارن‌ها در آناتومی اندام تحتانی می‌تواند منجر به تغییرات بیومکانیک مختلف در پاسخ به ارتزهای پا شود. از بین پارامترهای بیومکانیک راه رفتن، نیروهای عکس‌العمل زمین اهمیت بیشتری را به دلیل دارا بودن پایایی بالاتر دارا هستند (۱۸). نیروهای عکس‌العمل

دارای کف پای صاف (در این مطالعه تنها یک گروه تجربی بدون گروه کنترل وجود داشت) معرفی شدند. جهت تعیین میزان افتادگی استخوان ناوی، ارتفاع استخوان ناوی در دو وضعیت بدون تحمل وزن (در حالیکه فرد بر روی صندلی نشسته بود) و همچنین در حالت تحمل وزن (در حالت ایستاده با توزیع وزن برابر بر روی دو پا) اندازه‌گیری گردید و سپس اختلاف این دو ارتفاع محاسبه شد. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه‌ی شکستگی، جراحی، بیماری‌های ارتوپدی، مشکلات عصبی عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز گذشته بود. پای غالب آزمودنی‌ها توسط آزمون شوت نمودن توپ مشخص گردید (۱۰). جهت شرکت در پژوهش از والدین آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت گردید. پژوهش حاضر در سال ۱۳۹۶ و در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان انجام گردید. طرح پژوهش حاضر در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با کد R-ARUMS-1396-90 REC مورد تایید قرار گرفت. پژوهش حاضر منطبق با آزمایش‌های انسانی و همچنین بیانیه هلسینکی در سال ۱۹۷۵ (بازبینی شده در سال ۲۰۰۸) مورد اجرا قرار گرفت. داده‌های کینماتیک با استفاده از سیستم ثبت حرکتی شامل چهار دوربین وایکن (Vicon system, Oxford Metrics, Oxford, UK) با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز جمع‌آوری شد (۲۳). مارکرهای راه رفتن برای شناسایی دو طرف لگن، ران‌ها، ساق‌ها و پاها نصب گردید. دو صفحه نیرو (Kistler, type 9281, Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland) برای ثبت داده‌های کینماتیک و مشخص نمودن ابتدا و انتهای فاز استقرار با سرعت فرم برداری ۱۰۰۰ هرتز که با سیستم وایکن سینک بود، مورد استفاده قرار گرفت. دو صفحه نیرو در مرکز فضای کالیبره واقع شده بودند. مارکرهای منعکس‌کننده نور بر روی دو طرف بدن و بر روی قسمت‌های زیر (بر طبق چیدمان مارکر به شیوه Plug in Gait) نصب گردیدند: خارخاصره‌ای قدامی فوقانی، خارخاصره‌ای خلفی فوقانی، بخش میانی-خارجی ران، اپی‌کندیل خارجی ران، بخش میانی-خارجی ساق، قوزک خارجی، پاشنه و بر روی متاتارسال دوم و سوم (با توجه به استفاده از کفش توسط آزمودنی‌ها، مارکرهای پنجه و پاشنه‌های دوبا به طور مستقیم به پوست متصل نگردید و بر روی کفش قرار گرفت). در نتیجه به جای قسمت‌های آناتومیک، مارکرها در موقعیت‌های مناسب منطبق با مکان این لندمارک‌ها بر روی کفش نصب گردیدند. علاوه بر این قبل از هر شرایط آزمایشی، آزمایش استاتیک برای شناسایی موقعیت مرکز مفصل و محاسبه‌ی بخش سیستم‌های مختصاتی گرفته می‌شد. داده‌ها در دو شرایط راه رفتن با کفش طی پیش‌آزمون و راه رفتن با کفش+کفی طی پس‌آزمون ثبت شدند. همه‌ی داده‌های کینماتیک با استفاده از فیلتر باتروورت پایین‌گذر

زمین، زمان رسیدن به اوج آن‌ها، نرخ بارگذاری عمودی، ایمپالس و گشتاور آزاد جزء مهم‌ترین متغیرهای کینماتیک هستند که می‌توانند بر روی راه رفتن اثرگذار باشند (۱۹). به عنوان مثال نشان داده شده است که نرخ بارگذاری عمودی یک متغیر مهم در سنجش بارهای اضافی وارده بر بافت‌های عضلانی-اسکلتی اندام تحتانی است (۲۰). گشتاور آزاد برابر گشتاور وارده بر پا حول محور عمودی عبورکننده از مرکز فشار پا است و با بارهای پیچشی وارده بر اندام تحتانی طی فاز استقرار راه رفتن مرتبط است و یکی از متغیرهای پیش‌بینی‌کننده احتمالی شکستگی ناشی از فشار (stress fracture) استخوان درشت‌نی می‌باشد (۲۱). یکی از ویژگی‌های متمایزی که شاخص عدم تقارن نیروی عکس‌العمل زمین نسبت به سایر پارامترهای بیومکانیک دارا می‌باشد این است که نیروی عکس‌العمل زمین با شتاب ایجاد شده در مرکز جرم بدن ارتباط مستقیمی را دارا می‌باشد. بنابراین، از طریق شاخص عدم تقارن حاصل از نیروی عکس‌العمل زمین می‌توان بسیاری از ویژگی‌ها را جهت متمایز نمودن راه رفتن افراد سالم از راه رفتن پاتولوژیک استخراج نمود (۱۶). با وجود این تاکنون، اثرات طولانی مدت استفاده از ارتزهای پا بر روی شاخص‌های عدم تقارن مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین مورد مطالعه قرار نگرفته است. هدف پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده طولانی مدت از کفی حمایت‌کننده قوس طولی داخلی بر روی شاخص‌های عدم تقارن نیروهای عکس‌العمل زمین طی فاز استقرار راه رفتن در کودکان دارای کف پای صاف منعطف می‌باشد.

روش کار

پژوهش حاضر یک مطالعه کوهورت بود. تحلیل توان آماری پیش از اجرای پژوهش با استفاده از نرم‌فزار جی پاور (G*Power) نشان داد که جهت کسب توان آماری برابر ۰/۸۰ با اندازه اثر برابر ۰/۷۰ در سطح معناداری ۰/۰۵ حداقل ۱۱ آزمودنی مورد نیاز می‌باشد. در این مطالعه ۱۵ کودک پسر با کف پای صاف منعطف از بین ۶۰۰ دانش‌آموز از منتخبی (انتخاب تصادفی) از مدارس ناحیه ۱ و ۲ همدان به عنوان گروه آزمایشی انتخاب شدند. علت انتخاب کف پای صاف منعطف، شیوع بالای آن در کودکان و نوجوانان بود (۱). به علاوه، از آنجایی که کف پای صاف منعطف از نوع عملکردی می‌باشد، به شیوه‌های درمانی غیرتهاجمی همچون استفاده از کفی کفش احتمال پاسخگویی بالاتری را دارا می‌باشد. نمونه آماری با مراجعه به مدارس انتخاب گردیدند. با توجه به پاسخ‌های بیومکانیک متفاوت در زنان و مردان در صفحات مختلف حرکتی و همچنین در مفاصل مختلف (۲۲)، جهت جلوگیری از سوگیری داده‌ها توسط عامل جنسیت در این پژوهش تنها از کودکان پسر استفاده گردید. افرادی که بیشتر از ۱۰ میلی‌متر افتادگی استخوان ناوی کولار را داشتند، به عنوان افراد

گشتاور آزاد برابر با میزان گشتاور در صفحه افقی حول محور عمودی عبورکننده از مرکز فشار پا می‌باشد. در این پژوهش گشتاور آزاد به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$M_z = M_z + (F_x \times COP_y) - (F_y \times COP_x)$$

(M_z) گشتاور محور عمودی است؛ x و y مؤلفه‌های افقی مرکز فشار (COP) هستند؛ F_x و F_y مؤلفه‌های افقی نیروی عکس‌العمل زمین (GRF) هستند. سپس در منحنی گشتاور آزاد، اولین اوج (منفی؛ گشتاور دورکننده) و دومین اوج (مثبت؛ گشتاور نزدیک کننده) برای تجزیه و تحلیل آماری ثبت شدند. همه‌ی مقادیر گشتاور آزاد و نیروی عکس‌العمل زمین به ترتیب با توجه به وزن بدن و وزن بدن+قد نرمال شدند. کفش مورد استفاده (New Balance 759, USA) در پژوهش حاضر طی پیش و پس‌آزمون در همه‌ی آزمودنی‌ها یکسان بود. کفی مورد استفاده دارای بیشینه ارتفاع قوس طولی-داخلی برابر ۲۵ میلی‌متر بود. اندازه طولی کفی با توجه به اندازه پای هر فرد تعیین می‌شد. بعد از جلسه پیش‌آزمون در روز اول آزمودنی‌ها به مدت یک ساعت کفی را مورد استفاده قرار دادند. در روزهای بعد در ازا هر روز یک ساعت مدت زمان استفاده از کفی افزایش پیدا می‌نمود تا این‌که در نهایت قادر باشند تا کفی را در تمام فعالیت‌های روزانه خود مورد استفاده قرار دهند. مدت استفاده از کفی ۴ ماه بود. آزمونی آماری تی همبسته جهت مقایسه داده‌ها طی دو شرایط پیش‌آزمون و پس‌آزمون استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد:

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

یافته‌ها

میانگین سن، وزن، و قد آزمودنی‌ها به ترتیب برابر 10.3 ± 1.5 سال (بین ۸ تا ۱۲ سال)، 42.2 ± 8.1 کیلوگرم، 151.6 ± 10.7 سانتی‌متر بود.

مرتب چهارم با برش فرکانسی ۲۰ هرتز فیلتر شد. داده‌های کینماتیک توسط فیلتر باتروورث مرتبه چهارم و با برش فرکانسی ۶ هرتز فیلتر شد. جهت پردازش داده‌های سرعت راه رفتن از نرم‌افزار Polygon Authoring Tool استفاده شد. به طور معمول، مقادیر عدم تقارن راه رفتن با مقایسه‌ی ویژگی‌های حرکت اندام راست و چپ ایجاد می‌شود. یکی از معیارهای مورد استفاده برای ویژگی‌های پارامترهای گسسته، عدم تقارن راه رفتن (GA) است:

$$GA = \frac{|X_L - X_R|}{2(X_L + X_R)}$$

X_L و X_R مقادیر ویژگی‌های پارامترهای گسسته است که به ترتیب از اندام چپ و راست اندازه‌گیری می‌شود. شاخص عدم تقارن در اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه بعد، زمان رسیدن به اوج این مؤلفه‌ها، نرخ بارگذاری عمودی و همچنین مقادیر ایمپالس و گشتاور آزاد مورد طی دو شرایط مورد بررسی و مقایسه قرار گرفت. براساس مطالعات گذشته، ۴ درصد مقدار برش اولیه (initial cutoff) برای تعیین تقارن در مقابل عدم تقارن نیروهای عکس‌العمل زمین در این مطالعه استفاده گردید (۱۱). محورهای عمودی (Z)، قدامی-خلفی (y) و داخلی-خارجی (x) را نشان می‌دهد. محور Z در مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین برای فازهای تماس پاشنه (Heel contact) ($F_{Z_{HC}}$)، نزول (Down) (fall) ($F_{Z_{DF}}$) و هل‌دادن (Push off) ($F_{Z_{PO}}$) گزارش شد (۲۴). همچنین نیروهای عکس‌العمل زمین در محور y برای فازهای تماس پاشنه ($F_{y_{HC}}$) و هل‌دادن ($F_{y_{PO}}$) و در محور x برای فازهای تماس پاشنه ($F_{x_{HC}}$)، میانه استقرار (Mid stance) ($F_{x_{MS}}$) و هل‌دادن ($F_{x_{PO}}$) گزارش شد (۲۴). نرخ بارگذاری عمودی به عنوان شیب اوج اولیه منحنی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در نظر گرفته شد (۲۵). ایمپالس برابر با مساحت زیر نمودار نیرو-زمان می‌باشد که در واقع از حاصل ضرب نیرو در مدت زمان اعمال نیرو محاسبه می‌گردد. در پژوهش حاضر ایمپالس با استفاده از روش trapezoidal برای محورهای x ، y و Z به صورت زیر محاسبه شد:

$$\text{ایمپالس} = \Delta t \left(\frac{F_1 + F_n}{2} + \sum_{i=2}^{n-1} F_i \right)$$

جدول ۱: شاخص عدم تقارن (میانگین \pm انحراف استاندارد) نیروهای عکس‌العمل زمین در سه محور عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی طی فازهای مختلف استقرار در دو شرایط پیش‌آزمون و پس‌آزمون

اوج نیروها	فاز	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	t	Sig	اندازه اثر
عمودی	تماس پاشنه	0.186 ± 0.093	0.187 ± 0.088	-۰/۰۳۷	۰/۹۷۱	۰/۰۱۱
	میانه‌استقرار	0.161 ± 0.050	0.161 ± 0.063	-۰/۰۰۴	۰/۹۹۷	۰/۰۰۰
	هل‌دادن	0.146 ± 0.039	0.126 ± 0.022	۱/۴۹۵	۰/۱۵۷	۰/۶۵۵
قدامی-خلفی	تماس پاشنه	2.186 ± 2.47	3.117 ± 3.44	-۰/۲۸۵	۰/۷۸۰	۰/۱۰۴
	میانه‌استقرار	1.111 ± 1.17	1.122 ± 0.87	۱/۱۲۷	۰/۲۷۹	۰/۴۸۰
داخلی-خارجی	تماس پاشنه	4.25 ± 3.09	3.44 ± 2.79	۰/۶۴۲	۰/۵۳۱	۰/۰۲۷۵
	میانه‌استقرار	3.211 ± 1.98	3.60 ± 2.59	-۰/۴۰۲	۰/۶۹۳	۰/۱۷۰
	هل‌دادن	4.20 ± 4.33	4.23 ± 2.86	-۰/۰۲۵	۰/۹۸۰	۰/۰۱۱

جدول ۲: شاخص عدم تقارن (میانگین \pm انحراف استاندارد) زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس العمل زمین در سه محور عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی طی فازهای مختلف استقرار در دو شرایط پیش‌آزمون و پس‌آزمون

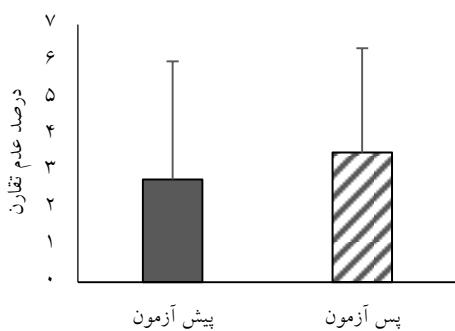
اندازه اثر	Sig.	t	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	فاز	زمان رسیدن به اوج
۰/۳۴۰	۰/۲۷۳	-۱/۱۴۱	۲/۹۲±۲/۵۲	۲/۰۶±۲/۵۳	تماس پاشنه	عمودی
۰/۲۷۵	۰/۴۹۸	-۰/۶۹۵	۲/۱۲±۱/۸۴	۱/۷۴±۱/۰۲	میانه‌استقرار	
۰/۲۸۰	۰/۴۵۵	-۰/۷۶۹	۰/۷۱±۰/۵۱	۰/۵۶±۰/۵۶	هل دادن	
۰/۴۸۷	۰/۱۲۷	۱/۶۲۲	۲/۰۵±۱/۴۰	۲/۹۳±۲/۲۱	تماس پاشنه	قدامی-خلفی
۰/۰۰۳	۰/۲۹۶	-۱/۰۸۵	۰/۶۳±۰/۴۷	۰/۵۱±۰/۲۸	میانه‌استقرار	
۱/۰۱۸	۰/۶۶۷	۰/۴۳۹	۲/۰۶±۲/۴۲	۲/۴۳±۱/۹۸	تماس پاشنه	داخلی-خارجی
۰/۰۲۱	۰/۹۴۸	۰/۰۶۷	۵/۹۱±۵/۱۵	۶/۰۲±۵/۲۱	میانه‌استقرار	
۰/۳۳۰	۰/۴۵۸	۰/۷۶۳	۱/۰۹±۰/۸۶	۱/۴۹±۱/۶۴	هل دادن	

جدول ۳: شاخص عدم تقارن (میانگین \pm انحراف معیار) ایمپالس و گشتاور آزاد طی دو شرایط پیش‌آزمون و پس‌آزمون

اندازه اثر	Sig.	t	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	مؤلفه	متغیر
۰/۳۹۶	۰/۲۹۸	۱/۰۸۰	۰/۶۵±۰/۵۰	۰/۸۸±۰/۶۶	عمودی	
۰/۰۰۰	۱/۰۰۰	۰/۰۰۰	۱/۵۵±۱/۴۹	۱/۵۵±۰/۹۱	قدامی-خلفی	ایمپالس
۰/۱۷۵	۰/۶۱۳	-۰/۵۱۸	۲/۵۶±۱/۵۳	۲/۲۰±۲/۵۷	داخلی-خارجی	
۱/۲۲۷	۰/۰۰۱*	-۳/۹۸۱	۱۴/۳۹±۷/۲۷	۶/۲۰±۶/۰۷		گشتاور آزاد اوج مثبت
۰/۱۹۰	۰/۵۵۳	-۰/۶۰۸	۴/۴۱±۵/۶۱	۳/۵۰±۳/۹۵	اوج منفی	

* سطح معناداری $P > 0/05$

شاخص عدم تقارن حداقل گشتاور آزاد این اختلاف معنادار نبود ($P > 0/05$ ؛ اندازه اثر پایین) (جدول ۳). همچنین نتایج هیچ‌گونه اختلاف معناداری را در شاخص عدم تقارن نرخ بارگذاری عمودی طی دو شرایط پیش و پس‌آزمون با میزان نشان نداد ($P > 0/05$ ؛ اندازه اثر پایین) (نمودار ۱).



نمودار ۱: شاخص عدم تقارن (میانگین \pm انحراف معیار) نرخ بارگذاری عمودی طی دو شرایط پیش‌آزمون و پس‌آزمون

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده طولانی‌مدت از کفی حمایت‌کننده قوس طولی-داخلی پا بر روی شاخص عدم تقارن مولفه‌های نیروی عکس العمل زمین طی فاز استقرار راه رفتن در کودکان دارای کف پای صاف منعطف بود. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که علی‌رغم بالا بودن شاخص عدم تقارن اوج مؤلفه‌ی داخلی-خارجی نیروی عکس العمل زمین و زمان رسیدن

پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را در شاخص عدم تقارن نیروهای عکس العمل زمین در فازهای مختلف طی پیش و پس‌آزمون نشان نداد ($P > 0/05$)، مقادیر اندازه اثر در همه موارد در محدوده کوچک تا متوسط قرار داشت (جدول ۱). با وجود این، نتایج نشان داد که شاخص عدم تقارن مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس العمل زمین طی پیش‌آزمون در دو فاز پاسخ بارگیری و هل دادن بیشتر از ۴ درصد می‌باشد (جدول ۱).

همچنین یافته‌های این پژوهش اختلاف معنی‌داری را در شاخص عدم تقارن زمان رسیدن به اوج مولفه‌های نیروهای عکس العمل زمین در فازهای مختلف طی پیش و پس‌آزمون نشان نداد ($P > 0/05$)، مقادیر اندازه اثر در تمام موارد (به استثناء شاخص عدم تقارن مؤلفه داخلی-خارجی در طی فاز تماس پاشنه) در محدوده پائین تا متوسط بود (جدول ۲). با این وجود، نتایج نشان داد که شاخص عدم تقارن زمان رسیدن به اوج مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس العمل زمین طی فاز میانه استقرار در پیش‌آزمون بیشتر از ۴ درصد می‌باشد (جدول ۲).

شاخص عدم تقارن ایمپالس در سه محور عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی طی شرایط پس‌آزمون در مقایسه با شرایط پیش‌آزمون هیچ‌گونه اختلاف معنی‌داری را نشان نداد ($P > 0/05$)؛ اندازه اثر پایین) (جدول ۳). این پژوهش نشان داد که شاخص عدم تقارن حداکثر گشتاور آزاد طی پیش‌آزمون بیشتر از ۴ درصد می‌باشد (جدول ۳). نتایج اختلاف معنی‌داری را در شاخص عدم تقارن حداکثر گشتاور آزاد طی شرایط پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون ($P = 0/001$ ؛ اندازه اثر بالا) (جدول ۳) نشان داد اما در

عکس‌العمل زمین به ویژه در راستای داخلی-خارجی در نتیجه استفاده طولانی مدت از کفی دچار تغییر نشد، مکانیزم احتمالی کاهش گشتاور آبداکتوری ران شامل تغییر احتمالی در بازوهای گشتاوری هستند که در نتیجه استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس رخ می‌دهند. با وجود این اثبات هر چه بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه دارد. نتایج پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلاف معناداری را در نتیجه استفاده طولانی مدت (۴ ماه) از کفی در شاخص عدم تقارن مربوط به مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های زمین، ایمپالس و نرخ بارگذاری عمودی در کودکان دارای کف پای صاف نشان نداد. گزارش شده است که مقادیر گشتاور پای غالب و غیرغالب در کودکان دارای کف پای صاف در هنگام استفاده آنی از کفی دچار تغییرات مشابهی نمی‌شود (۱۹). اما همانطور که نتایج پژوهش حاضر نشان داد (با توجه به عدم تغییر شاخص عدم تقارن) استفاده طولانی مدت از کفی در هر دو پای غالب و غیرغالب پاسخ‌های همسانی را در مقادیر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های زمین، ایمپالس و نرخ بارگذاری عمودی ایجاد می‌نماید. از علل احتمالی این موضوع می‌توان این نکته را ذکر نمود که گشتاور مفصلی تنها تحت تاثیر نیروهای عکس‌العمل زمین نیست که دچار تغییر می‌شود بلکه میزان فعالیت عضلات مختلف، میزان هم‌انقباضی، و طول بازوی گشتاور از جمله موارد دیگری هستند که می‌توانند تحت تاثیر استفاده از کفی قرار گرفته و بر روی مقادیر گشتاور مفصلی اثرگذار باشند (۲۸). با وجود این، شاخص عدم تقارن اوج مثبت گشتاور آزاد در نتیجه استفاده طولانی مدت از کفی دچار کاهش شد. Jafarnezhadgero و همکاران نشان دادند که استفاده آنی از ارتز پا، منجر به کاهش شاخص عدم تقارن گشتاور دورکننده ران در کودکان دارای کف پای صاف طی مرحله استقرار راه رفتن می‌شود (۱۰). گزارش شده است که الگوی راه رفتن به طور نامتقارن انرژی زیادی را در افراد بالغ دارای همی‌پلژی مصرف می‌نماید (۲۹) و خطر سقوط را در افراد سالمند افزایش می‌دهد (۳۰). بنابراین ممکن است که کاهش عدم تقارن اوج مثبت گشتاور آزاد طی راه رفتن باعث کاهش مصرف انرژی و خطر سقوط در کودکان دارای کف پای صاف منعطف شود. اما باید توجه داشت که جهت توصیه یا عدم توصیه استفاده طولانی مدت از کفی پژوهش حاضر نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر بر روی سایر متغیرهای بیومکانیکی همچون فعالیت عضلات، کینماتیک و کیتیک حرکت می‌باشد. پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به این نکته اشاره نمود که فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ثبت نشد و مورد ارزیابی قرار نگرفت. همچنین نمونه آماری پژوهش حاضر تنها شامل جنسیت مرد بود حال آن‌که ممکن است، دختران دارای کف پای صاف پاسخ

به این اوج در کودکان دارای کف پای صاف طی پیش‌آزمون، استفاده طولانی مدت از کفی اثری معنی‌داری را بر بهبود شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین دارا نمی‌باشد. با وجود این، استفاده طولانی مدت از کفی شاخص عدم تقارن اوج مثبت گشتاور آزاد را کاهش داد. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین طی دو فاز پاسخ‌بارگیری و هل‌دادن طی پیش‌آزمون دارای عدم تقارنی بیشتر از ۴ درصد می‌باشد. همچنین زمان رسیدن به اوج مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین طی فاز میانه استقرار طی پیش‌آزمون حدود ۶ درصد بود. Herzog و همکاران متغیرهای حاصل از دستگاه صفحه نیرو را جهت کمی نمودن شاخص عدم تقارن طی راه رفتن در افراد سالم استفاده نمودند (۱۱). شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راه رفتن افراد سالم در دامنه‌ای بین صفر تا چهار درصد گزارش شده است (۱۱). پژوهش‌های پیشین نشان داده است که شرایط آسیب‌دیدگی با عدم تقارن طی راه رفتن مرتبط می‌باشد (۱۶). بنابراین، با توجه به نتایج پژوهش حاضر کودکان دارای کف پای صاف در اوج مؤلفه‌های داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به اوج این مؤلفه‌ها دارای عدم تقارنی بیش از دامنه نرمال می‌باشند. گزارش شده است که متغیرهای نیروی داخلی-خارجی و قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین دارای سطوح عدم تقارن بالایی نسبت به مؤلفه نیروی عکس‌العمل زمین هستند (۲۶). نتایج پژوهش حاضر بر روی کودکان دارای کف پای صاف با نتایج این مطالعه هم سو می‌باشد. مطالعات قبلی نشان داده است که عدم تقارن راه رفتن می‌تواند مربوط به عملکردهای مختلف اندام طی فاز استقرار باشد (۲۷). همچنین گزارش شده است که میانگین شاخص عدم تقارن گشتاورهای مفصل زانو در سه بعد در افراد با کف پای صاف حدود ۱۷ درصد بیشتر از افراد سالم بود؛ بعلاوه، میانگین شاخص عدم تقارن گشتاور ران در سه بعد در افراد با کف پای صاف حدود ۲۱ درصد بیشتر از افراد سالم بود (۱۰). با توجه به بالا بودن مقادیر شاخص عدم تقارن مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به اوج آن‌ها در راستای داخلی-خارجی می‌توان بیان نمود که یکی از دلایل بالا بودن شاخص عدم تقارن گشتاورهای مفصل زانو و ران در کودکان دارای کف پای صاف وجود عدم تقارن در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین است. توجه این موضوع به این دلیل است که محاسبات گشتاور مفصلی از طریق روابط دینامیک معکوس محاسبه می‌شود، که یکی از درون‌دادهای اولیه این معادلات نیروهای عکس‌العمل زمین می‌باشد. Jafarnezhadgero و همکاران گزارش نمودند که استفاده از کفی سبب کاهش شاخص عدم تقارن گشتاور آبداکتوری ران در کودکان دارای کف پای صاف طی راه رفتن می‌شود (۱۰). از آنجایی که در پژوهش حاضر شاخص عدم تقارن نیروهای

وجود این، شاخص عدم تقارن اوج مثبت گشتاور آزاد در نتیجه استفاده طولانی مدت از کفی دچار کاهش شد.

قدردانی

از تمامی کودکان شرکت کننده در پژوهش و والدین آنها کمال تشکر و قدردانی را داریم.

ملاحظات اخلاقی: پروتکل این مطالعه در کمیته پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل به شماره مرجع R-ARUMS-REC-1396-90 به تایید رسیده است.

منابع مالی: حمایت مالی از این طرح تحقیقاتی تحت شماره گرنت ۵۶۴۹ از طرف دانشگاه محقق اردبیلی صورت پذیرفته است.

منافع متقابل: منافع متقابلی از تالیف و یا انتشار این مقاله وجود ندارد.

مشارکت مؤلفان: ا، ج، س و همکاران طراحی، اجرا و تحلیل نتایج مطالعه را بر عهده داشت. م م همچنین مقاله را تالیف نموده و نسخه نهایی آن را خوانده و تایید کرده است.

تعارض در منافع: هیچگونه موردی در ارتباط با تعارض در منافع وجود نداشت.

متفاوتی را نسبت به آنچه در پژوهش حاضر حاصل شده نشان دهند. از دیگر محدودیت های پژوهش حاضر عدم وجود گروه کنترل در پژوهش بود. همچنین در پژوهش حاضر ارتفاع قوس طولی-داخلی یک مقدار ثابت را دارا بود، بنابراین انجام پژوهش های بیشتر با استفاده از تجویز کفی های با ارتفاع قوس مختلف که متناسب با قوس پای فرد طراحی گردند، مورد نیاز می باشد.

نتیجه گیری

نتایج نشان داد که شاخص عدم تقارن مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس العمل زمین طی پیش آزمون در دو فاز پاسخ بارگیری و هل دادن و همچنین شاخص عدم تقارن زمان رسیدن به اوج مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس العمل زمین طی فاز میانه استقرار در پیش آزمون بیشتر از ۴ درصد می باشد. نتایج اختلاف معنی داری در شاخص عدم تقارن نیروهای عکس العمل زمین، زمان رسیدن به اوج مؤلفه های نیروهای عکس العمل زمین در فازهای مختلف، ایمپالس در سه بعد و شاخص عدم تقارن نرخ بارگذاری عمودی در دو شرایط پیش و پس آزمون نشان نداد. با

References

- Craxford A D, Minns R, Park C. Plantar pressures and gait parameters: a study of foot shape and limb rotations in children. *J Pediatr Orthoped* 1984; **4**(4): 477-481. doi: 10.1097/01241398-198408000-00018
- 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; **49**(9): 1705-1710. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.056
- Levinger P, Menz H B, Morrow A D, Feller J A, Bartlett J R, Bergman N R. Foot kinematics in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Rheumatology* 2012; **51**(12): 2191-2198. doi: 10.1093/rheumatology/kes222
- Souza T R, Pinto R Z, Trede R G, Kirkwood R N, Fonseca S T. Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clin Biomech* 2010; **25**(7): 745-748. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.04.012
- 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**: 204-210. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.02.008
- Twomey D, McIntosh A. The effects of low arched feet on lower limb gait kinematics in children. *Foot* 2012; **22**(2): 60-65. doi: 10.1016/j.foot.2011.11.005
- Tang SF-T, Chen C-H, Wu C-K, Hong W-H, Chen K-J, Chen C-K. The effects of total contact insole with forefoot medial posting on rearfoot movement and foot pressure distributions in patients with flexible flatfoot. *Clin Neurol and Neurosur* 2015; **129**: S8-S11. doi: 10.1016/s0303-8467(15)30004-4
- Eslami M, Ferber R. Can orthoses and navicular drop affect foot motion patterns during running? *J Sci Med Sport* 2013; **16**(4): 377-381. doi: 10.1016/j.jsams.2012.09.008
- Pauk J, Ezerskiy V. The effect of foot orthotics on arch height: prediction of arch height correction in flat-foot children. *Biocybern Biomed Eng* 2011; **31**(1): 51-62. doi: 10.1016/s0208-5216(11)70005-5
- Jafarnezhadgero A, Shad M M, Ferber R. The effect of foot orthoses on joint moment asymmetry in male children with flexible flat feet. *J Bodyw Mov Ther* 2017. [In press]. doi: 10.1016/j.jbmt.2017.04.007
- Herzog W, Nigg B M, Read L J, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc* 1989; **21**(1): 110-114. doi: 10.1249/00005768-198902000-00020
- Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture* 2000; **12**(1): 34-45. doi: 10.1016/s0966-6362(00)00070-9
- Arsenault A B, Winter D A, Marteniuk R G. Bilateralism of EMG profiles in human locomotion. *Am J Phys Med Rehab* 1986; **65**(1): 1-16.
- Öunpuu S, Winter DA. Bilateral electromyographical analysis of the lower limbs during walking in normal adults. *Electroen Clin Neuro* 1989; **72**(5): 429-438. doi: 10.1016/0013-4694(89)90048-5

15. Perttunen J, Anttila E, Södergård J, Merikanto J, Komi P. Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scand J Med Sci Spor* 2004; **14**(1): 49-56. doi: 10.1111/j.1600-0838.2003.00307.x
16. Su B, Song R, Guo L, Yen C. Characterizing gait asymmetry via frequency sub-band components of the ground reaction force. *Biomed Signal Proces* 2015; **18**: 56-60. doi: 10.1016/j.bspc.2014.11.008
17. Niu W, Wang Y, He Y, Fan Y, Zhao Q. Kinematics, kinetics, and electromyogram of ankle during drop landing: A comparison between dominant and non-dominant limb. *Hum Movement Sci* 2011; **30**(3): 614-623. doi: 10.1016/j.humov.2010.10.010
18. Chockalingam N, Dangerfield P H, Rahmatalla A, Ahmed E-N, Cochrane T. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *Eur Spine J* 2004; **13**(8): 750-754. doi: 10.1007/s00586-004-0762-9
19. Jafarnezhadgero A A, Shad M M, 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**(7): 75-80. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.04.011de
20. Oliveira Silva D, Briani R V, Pazzinatto M F, Ferrari D, Aragão F A, de Azevedo FM. Reduced knee flexion is a possible cause of increased loading rates in individuals with patellofemoral pain. *Clin Biomech* 2015; **30**(9): 971-975. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.06.021
21. Milner C E, Ferber R, Pollard C D, Hamill J, Davis I S. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sport Exer* 2006; **38**(2): 323. doi: 10.1249/01.mss.0000183477.75808.92
22. Jenkins W L, Williams D B, Williams K, Hefner J, Welch H. Sex differences in total frontal plane knee movement and velocity during a functional single-leg landing. *Phys Ther Sport* 2017; **24**: 1-6. doi: 10.1016/j.ptsp.2016.09.005
23. Jafarnezhadgero A, Shad M M, Majlesi M, Zago M. Effect of kinesio taping on lower limb joint powers in individuals with genu varum. *J Bodyw Mov Ther* 2017. [In press]. doi: 10.1016/j.jbmt.2017.06.009
24. Jafarnezhadgero A A, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait Posture* 2017; **53**: 236-240. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.02.006
25. Jafarnezhadgero A A, Oliveira A S, Mousavi S H, Madadi-Shad M. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. *Gait Posture* 2017; **59**(1): 104-110. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.09.040
26. Nigg B, Robinson R, Herzog W. Use of Force Platform Variables to Quantify the Effects of Chiropractic Manipulation on Gait Symmetry. *J Manip Physiol Ther* 1987; **10**(4).
27. Allard P, Lachance R, Aissaoui R, Duhaime M. Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait. *Hum Movement Sci* 1996; **15**(3): 327-346. doi: 10.1016/0167-9457(96)00004-8
28. Winter D A. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons; 2009.
29. Zamparo P, Francescato M, Luca G, Lovati L, Prampera P. The energy cost of level walking in patients with hemiplegia. *Scand J Med Sci Spor* 1995; **5**(6): 348-352. doi: 10.1111/j.1600-0838.1995.tb00057.x
30. Di Fabio R P, Kurszewski W M, Jorgenson E E, Kunz R C. Footlift Asymmetry During Obstacle Avoidance in High-Risk Elderly. *J Am Geriatr Soc* 2004; **52**(12): 2088-2093. doi: 10.1111/j.1532-5415.2004.52569.x