

اثر آنی کفی حمایت‌کننده قوس طولی داخلی پا بر روی کینماتیک سه‌بعدی اندام تحتانی در کودکان با کف پای صاف منعطف

امیرعلی جعفرنژادگرو^۱، سید مجید علوی مهر^۲، مهدی مجلسی^۳، فرزاد نوبخت^۴

چکیده

سابقه و هدف: ارتزهای پا اغلب برای اصلاح تغییرات الگوی راه رفتن مورد استفاده قرار می‌گیرند. هدف این مطالعه بررسی این موضوع که چگونه ارتز پا قادر به تعدیل مقادیر کینماتیک سه‌بعدی مفاصل مچ پا، زانو و ران در طی فاز استقرار راه رفتن در کودکان دارای کف پای منعطف می‌باشد.

مواد و روش‌ها: داده‌های کینماتیکی سه‌بعدی از ۱۵ کودک پسر (میانگین سنی: $10/3 \pm 1/5$ سال) با کف پای صاف منعطف جمع‌آوری گردید. جهت ثبت داده‌های کینماتیکی از یک سیستم تحلیل حرکتی Vicon استفاده شد. مداخله پژوهش حاضر استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس طولی داخلی پا بود. جهت تحلیل آماری از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری استفاده شد ($\alpha=0/05$).

یافته‌ها: نتایج تحلیل داده‌ها نشان داد که کفی کفش می‌تواند سبب کاهش اوج چرخش خارجی زانو ($P<0/01$) و ران ($P<0/05$) و اوج زاویه آبداکشن زانو ($P<0/01$) گردد. در مفصل مچ پا، استفاده از کفی اوج داده‌های کینماتیکی را در هر سه بعد در سمت غیربرتر تغییر نداد ($P>0/05$).

نتیجه‌گیری: ارتز مورد استفاده در پژوهش حاضر اثرات سیستماتیک مثبتی را بر روی داده‌های کینماتیکی طی فاز استقرار راه رفتن نشان داد. بنابراین می‌توان استفاده از این کفی را در کودکان پسر دارای کف پای صاف توصیه نمود. بعلاوه، یافته‌های پژوهش حاضر می‌تواند به عنوان راهنمای مناسبی برای تحقیقات آینده در این زمینه مورد استفاده قرار گیرد.

واژه‌های کلیدی: اندام تحتانی، زاویه مفصل، ارتز پا

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده روانشناسی و علوم تربیتی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. نویسنده مسئول، amiralijafarnezhad@gmail.com

۲. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد همدان، همدان، ایران.

۴. استادیار گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده روانشناسی و علوم تربیتی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

مقدمه

صافی کف پا وضعیتی است که در آن ارتفاع قوس طولی داخلی پا از بین رفته یا کاهش پیدا می‌کند (۱). طبق آمار ۴ درصد کودکان با سن ۱۰ سال از کف پای صاف رنج می‌برند، ۱۰ درصد از این کودکان دارای کف پای صاف منعطف هستند (۲). کف پای صاف ممکن است در طولانی‌مدت سبب انحراف مکانیکی در کل اندام تحتانی طی فاز استقرار راه رفتن گردد (۳) و به کاهش کیفیت زندگی منجر گردد (۴). بنابراین، این افراد نیازمند درمان جهت جلوگیری از تغییر شکل ثانویه در بزرگسالی هستند (۲، ۵، ۶). پژوهش‌های گذشته بیان نموده‌اند که تغییر در راستای پا با بیومکانیک (کینماتیک، کینتیک، و الکترومایوگرافی) غیرطبیعی اندام تحتانی در طی راه رفتن مرتبط می‌باشد (۷، ۸).

مطالعات متعددی به بررسی کینماتیک راه رفتن در افراد دارای کف پای صاف در مقایسه با افراد با پای نرمال پرداخته‌اند (۹-۱۲). تغییرات کینماتیکی در افراد دارای کف پای صاف شامل اورژن طولانی‌مدت پاشنه، افزایش دامنه‌ی پرونیشن پا، افزایش چرخش داخلی تیبیا، و افزایش آبداکشن فورفوت می‌باشد (۳، ۱۳، ۱۴). اخیراً تعدادی از روش‌های چند قطعه‌ای (تقسیم اندام پا به چندین قطعه) اندازه‌گیری پا توسعه یافته‌اند تا کینماتیک پا را در طی چرخه راه رفتن برای حالت‌های طبیعی و پاتولوژیک برای انواع گروه‌های سنی مشخص نمایند (۹، ۱۲، ۱۹-۱۵). در یک مطالعه بر روی کودکان دارای کف پای صاف گزارش شده است که پارامترهای فضایی-زمانی، کینماتیک صفحات هوریزنتال و کورونال مچ پا و زانو در افراد کف پای صاف منعطف در مقایسه با افراد عادی به طور قابل توجهی متفاوت بودند (۲۰). همچنین گزارش شده است که افراد دارای کف پای صاف سرعت راه رفتن آهسته‌تری را دارا می‌باشند و در دو مفصل مچ پا و زانو طی فاز استقرار راه رفتن به ترتیب دارای چرخش خارجی و آبداکشن بالاتری می‌باشند (۲۰). این پژوهشگران عنوان نمودند که کف پای صاف نه تنها به عنوان یک مشکل استاتیکی مجموعه پا و مچ پا بلکه باید به عنوان یک اختلال عملکردی دینامیکی در اندام تحتانی در نظر گرفته شود (۲۰). از سوی دیگر گزارش شده است که هیچ تفاوتی در متغیرهای فضای-زمانی راه رفتن کودکان دارای کف پای صاف در مقایسه با هم‌تایان سالم آن‌ها وجود ندارد (۹). شات و همکاران (۲۰۰۰) همبستگی بالایی را بین چرخش ران و افزایش زاویه‌ی پا گزارش نمودند (۲۱). مطالعات آینده‌نگر نشان داده‌اند که تغییرات وضعیت قوس پا در حالت تحمل وزن خطر ابتلا به سندروم فشار تیبیا داخلی (medial tibial stress syndrome) را افزایش می‌دهد (۲۲). اخیراً در یک مطالعه مروری بیان شده است که در مقایسه با افراد با پای نرمال، افراد دارای کف پای صاف به طور قابل توجهی اینورژن و آدکشن ریرفوت بالاتری را طی ۲۰ درصد انتهایی مرحله‌ی استقرار راه رفتن دارا می‌باشند (۲۳). علاوه بر این، یک رابطه‌ی مثبتی بین کف پای صاف و اوج اورژن ریرفوت مشاهده شد، که معمولاً در ۵۰ درصد ابتدایی فاز استقرار رخ می‌دهد (۲۳). کاهش قوس طولی داخلی پا در طی وضعیت تحمل وزن یک ویژگی مورفولوژیکی در افراد دارای کف پای صاف منعطف است (۲۴). دونده‌های که قوس طولی-داخلی کف پای کمتری را داشتند از سرعت اورژن و اوج اورژن بیشتر ریرفوت طی فاز اتکای دویدن برخوردار بودند (۲۵). همچنین گزارش شده است که کاهش ارتفاع قوس طولی داخلی پا منجر به افزایش نیروی عکس‌العمل داخلی-خارجی زمین، ضربه، و زمان رسیدن به اوج نیروها در طی فاز استقرار راه رفتن مربوط می‌شود (۷). بعلاوه، مشخصات مکانیکی پا تعیین‌کننده انتقال انرژی به اندام تحتانی می‌باشند و از این رو به تعریف الگوی بارگزاری در طی تحمل وزن کمک می‌کند (۲۶).

از آنجایی که افراد دارای کف پای صاف، خطر ابتلای بیشتر به پیچ خوردن مچ پا، استرس فرکچر متاتارسال، سندروم درد پتلوفورمال (۲۷، ۲۸)، تندونیت آشیل (۲۹)، التهاب نیام کف پای (۳۰)، استرس فرکچر درشت‌نی (۳۱) و کاهش پایداری ایستا و پویا دارند (۳۲). به همین دلیل پیدا نمودن روش‌های درمانی جهت کاهش نرخ آسیب در این افراد ضروری می‌باشد. از جمله این روش‌های درمانی شامل استفاده از کفی، ارتز مچ پا و ورزش درمانی است (۳۳، ۳۴). ارتزهای پا اغلب برای اصلاح الگوی راه رفتن استفاده می‌شوند (۳۵، ۳۶).

مطالعات پیشین گزارش نموده‌اند که کفی کفش یک دستگاه ارتوتیک مؤثر برای کنترل حرکت ریرفوت و کاهش فشار پلانتری در بیماران مبتلا به کف پای صاف است (۳۵، ۳۶). این تغییرات در اجزاء فشار پلانتری و حرکت ریرفوت می‌تواند روی توزیع بار بر روی دیگر مفاصل تاثیر بگذارد. با وجود این، اثرات متفاوتی برای آن گزارش شده است (۴۰-۳۷) و نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه (به ویژه در کودکان با کف پای صاف منعطف) می‌باشد (۳۶). مطالعات گذشته بیان نموده‌اند که استفاده از کفی، میزان اورژن مفصل تحت قاپی را هنگامی که پا با زمین در تماس است کاهش می‌دهد (۴۶-۴۱). از سویی دیگر، استفاده از کفی در مرحله میانه استقرار میزان سوپینیشن پا را در افراد دچار صافی کف پا بیشتر می‌کند (۴۷). بعلاوه، استفاده از کفی طبی میزان هم انقباضی در مرحله تماس پاشنه را افزایش و در مرحله میانه استقرار این میزان را کاهش داده است و در مرحله تماس پاشنه با زمین، میزان فعالیت عضله درشت‌نی قدامی، در حالت استفاده از کفی کاهش پیدا کرد (۴۸). با استفاده از اورژن پا به عنوان مقدار تقریبی از پرونیشن پا، یک مقاله مروری اخیرا نشان داد که ارتز پا برای جلوگیری از پرونیشن پا مؤثر می‌باشد (۴۲). اثرات ارتز پا بر روی متغیرهای کینتیکی راه رفتن شامل کاهش گشتاور اورژنی/اینورژنی (۴۶، ۴۹، ۵۰) می‌باشد.

راه رفتن شامل کاپلینگ (coupling) زنجیره حرکتی بسته در مفاصل اندام تحتانی می‌شود و این‌طور می‌توان تصور کرد که تغییر در وضعیت پا منجر به تغییر در حرکت و نیروهای مفاصل بالاتر می‌شود. همچنین مطرح شده است که پرونیشن پا در سرتاسر سیکل راه رفتن با چرخش بیش‌ازحد داخلی تیپا جفت شده است (۵۱). این جفت-شدن، در چرخش می‌تواند منجر به افزایش تنش‌های برشی در مفصل زانو شود (۵۱). علاوه بر این، صافی کف پا ممکن است با افزایش چرخش داخلی ران و در نتیجه افزایش تنش در جانب خارجی کشکک همراه گردد (۵۲). به همین دلیل باید اثر کفی‌های کفش، بر روی مکانیک مفاصل مچ پا، زانو، و ران در سه بعد و به طور همزمان مورد بررسی قرار گیرد. در این زمینه تنها دو مطالعه انجام شده است که به بررسی اثر کفی کفش بر روی گشتاور سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی و همچنین شاخص عدم تقارن متغیر گشتاور در سه بعد مورد بررسی قرار گرفته است (۵۳، ۵۴). از سوی دیگر اغلب مطالعات گذشته پای برتر را مورد ارزیابی قرار داده‌اند، در حالیکه پاسخ هر پا به تداخل ممکن است یکسان نباشد (۵۳). از آنجایی که بررسی اثرات کفی در هر سه مفصل اندام تحتانی و در هر سه بعد در کودکان دارای کف پای صاف مورد بررسی قرار نگرفته است (با توجه به اهمیت تغییرات کینماتیکی نامطلوب در ایجاد آسیب)، انجام پژوهش در این زمینه ضروری می‌باشد. بنابراین، هدف پژوهش حاضر بررسی اثر آتی کفی حمایت‌کننده قوس طولی داخلی پا بر روی کینماتیک سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی هر دو سمت برتر و غیربرتر در کودکان دامنه سنی ۸ تا ۱۲ سال دارای کف پای صاف منعطف می‌باشد.

روش تحقیق

آزمودنی‌ها

تحلیل توان آماری با استفاده از نرم‌افزار G*Power نشان داد که جهت دستیابی به توان آماری برابر ۰/۸ با اندازه اثری برابر ۰/۷ در سطح معنی‌داری برابر ۰/۰۵ نیاز به حداقل ۱۱ آزمودنی می‌باشد (۵۵). در این مطالعه، ۱۵ کودک پسر با کف پای صاف به عنوان گروه آزمایشی انتخاب شدند. میانگین سن، جرم، و قد آزمودنی‌ها به ترتیب برابر ۱/۵ ± ۱۰/۳ سال (بین ۸ تا ۱۲ سال)، ۸/۱ ± ۴۲/۲ کیلوگرم، ۱۰/۷ ± ۱۵۱/۶ سانتی‌متر بود. افرادی که بیشتر از ۱۰ میلی‌متر افتادگی استخوان ناوی کولار در هر دو پا را داشتند، به عنوان افراد دارای کف پای صاف معرفی شدند (۵۶). جهت تعیین میزان افتادگی استخوان ناوی، اختلاف ارتفاع استخوان ناوی از زمین در حالت پا برهنه در دو وضعیت با (وضعیت ایستاده بر روی دو پا) و بدون (نشسته بر روی صندلی) تحمل وزن محاسبه شد. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه شکستگی، جراحی، بیماری‌های ارتوپدی، مشکلات عصبی-عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر و یا دارابودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز گذشته بود. معیارهای ورود به پژوهش شامل قرار گرفتن در دامنه سنی ۸-۱۲ سال، دارا بودن کف پای صاف منعطف در هر دو سمت، و جنسیت مرد بود. پای برتر آزمودنی‌ها توسط آزمون شوت نمودن توپ مشخص گردید (۵۷). جهت شرکت در پژوهش از والدین آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت گردید.

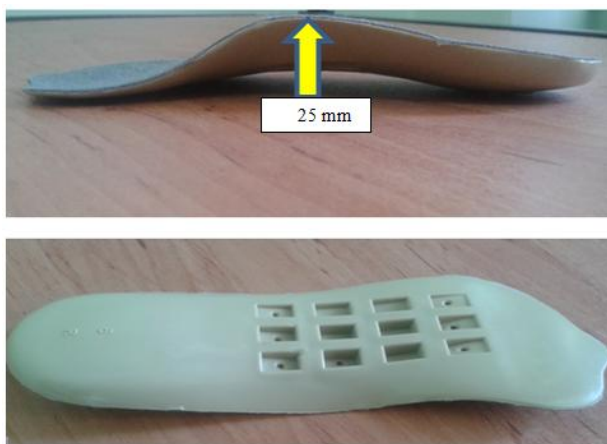
ابزارها

داده‌های کینماتیکی با استفاده از سیستم ثبت حرکتی شامل ۴ دوربین وایکن (Vicon system, Oxford Metrics, Oxford, UK) با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. مارکرهای راه‌رفتن برای شناسایی دو طرف لگن، ران‌ها، ساق‌ها و پاها نصب گردید. دو صفحه‌نیرو (Kistler, type 9281, Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland) برای ثبت داده‌های کینتیکی و مشخص نمودن ابتدا و انتهای فاز استقرار با سرعت فرم‌برداری ۱۰۰۰ هرتز که با سیستم وایکون سینک بود، مورد استفاده قرار گرفت. دو صفحه‌نیرو 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 (۵۸). تعداد ۱۶ مارکر به ترتیب بر روی خارخاصه‌ای قدامی فوقانی، خارخاصه 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. همه‌ی داده‌های کینتیکی با استفاده از فیلتر باتروورث پایین‌گذر مرتبه چهارم با برش فرکانسی ۲۰ هرتز فیلتر شد (۵۷). داده‌های کینماتیکی توسط فیلتر باتروورث مرتبه چهارم و با برش فرکانسی ۶ هرتز فیلتر شد (۵۳). جهت پردازش داده‌ها از نرم‌افزار Polygon Authoring Tool استفاده شد. این نرم‌افزار داده‌های یک سیکل راه رفتن را به شیوه اینتروپولیت به صورت ۱۰۱ نقطه طی یک سیکل راه رفتن محاسبه می‌نمود. سپس مقادیر اوج-زوایای مفاصل اندام تحتانی سمت غیربرتر در سه بعد طی فاز استقرار راه رفتن استخراج و برای تحلیل‌های بیشتر مورد استفاده قرار گرفت. در مفصل مچ پا حرکات دورسی فلکشن، اینورژن، و چرخش داخلی یا با علامت مثبت مشخص گردید. در مفاصل زانو و ران حرکات فلکشن، آداکشن، و چرخش داخلی با علامت مثبت مشخص گردید. علامت منفی در همه مفاصل نشان‌دهنده حرکاتی در خلاف جهت حرکات مذکور بود.

پروتکل آزمایش

در ابتدا از افراد خواسته شد سه مرتبه کوشش راه رفتن را در مسیر ۱۸ متری برای آشنا شدن با محیط آزمایش انجام دهند. 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 و راه رفتن با کفش+کفی ثبت شدند. ترتیب هر شرایط به طور تصادفی انجام گرفت. شش تلاش راه رفتن تحت هر شرایطی در سرعتی که توسط خود آزمودنی انتخاب شد، به اجرا درآمد. بین اجرای دو شرایط دو دقیقه استراحت داده شد.

از آن‌جا که نوع کفش روی سبک راه رفتن کودکان اثرگذار می‌باشد (۵۹، ۶۰)، در مطالعه‌ی حاضر، همه‌ی شرکت‌کنندگان در طی هردو شرایط از کفش‌های یکسانی (New Balance 759, USA) استفاده کردند. کفی کشور چین بود (شکل ۱). اوج ارتفاع بخش داخلی کفی، ۲۵ میلی‌متر بود. یکی از محققین تمام مراحل قرار دادن ارتزا در کفش را انجام می‌داد. ارتز در هر دو کفش سمت برتر و غیربرتر قرار داده شد.



شکل ۱. نمای جانب داخلی (بالا) و زیرین (پایی) کفی Arch Support مورد استفاده در پژوهش

تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک تایید شد. از آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری همبسته جهت مقایسه داده‌ها طی دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد (۶۱). بعلاوه، مقادیر اندازه اثر به ترتیب زیر تفسیر شد. اگر $d < 0.20$ اندازه اثر جزئی، $0.2 \leq d < 0.5$ اندازه اثر کوچک، $0.5 \leq d < 0.8$ اندازه اثر متوسط و $d \geq 0.8$ اندازه اثر بالا در نظر گرفته شد (۶۲).

$$\text{اندازه اثر (d)} = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

یافته‌ها

یافته‌ها هیچگونه اختلاف معنی‌داری را در سرعت راه رفتن (شرایط کفش: 1.23 ± 0.15 ؛ شرایط کفش+ارتز: 1.0 ± 0.14 متر بر ثانیه) و تواتر گام (شرایط کفش: 1.04 ± 0.09 ؛ شرایط کفش+ارتز: 1.01 ± 0.07) بین دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز نشان نداد. نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری نشان داد که اثر کلی عامل کفی (عامل سمت ($F=67/750$; $P=0/0001$))، عامل سمت ($F=380/422$; $P=0/0001$)، و عامل مفصل ($F=135/178$; $P=0/0001$)

به لحاظ آماری معنی‌دار می‌باشد. همچنین اثر تعاملی بین عامل کفی و سمت برتر یا غیربرتر به لحاظ آماری معنی‌دار نبود ($F=0/004$; $P=0/952$). اوج زوایای دورسی فلکشن، پلنتار فلکشن، اینورژن، اورژن، چرخش داخلی و چرخش خارجی مفصل مچ پا طی فاز استقرار راه رفتن بین دو شرایط با و بدون ارتز اختلاف معنی‌داری را در سمت غیربرتر نشان نداد ($P>0/05$) (جدول ۱؛ شکل ۲). با وجود این، اوج زوایای اورژن ($P=0/055$)؛ اندازه اثر متوسط) و چرخش داخلی مچ پا ($P=0/055$)؛ اندازه اثر بالا) طی شرایط راه رفتن با ارتز تمایل به کاهش را در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون ارتز در سمت غیربرتر نشان دادند، با وجود این به لحاظ آماری اختلاف معنی‌دار نبود (جدول ۱؛ شکل ۲). در سمت برتر میزان چرخش داخلی پا طی شرایط راه رفتن با ارتز کاهش معنی‌داری را نشان داد ($P=0/001$)؛ جدول ۱).

جدول ۱). کینماتیک سه‌بعدی (میانگین±انحراف استاندارد) مفصل مچ پا بر حسب درجه طی دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز

مفصل	سمت	زاویه	کفش	کفش ± ارتز	Sig.	اندازه اثر
مچ پا	غیر برتر	دورسی- فلکشن	۲۲/۳±۰۲/۵۳	۲۲/۲±۴۲/۷۸	۰/۵۵۲	۰/۱۳
		پلانتار- فلکشن	-۰/۲±۷۸/۴۷	-۱/۳±۱۸/۳۴	۰/۴۰۸	۰/۱۴
		اینورژن	۴/۰±۹۳/۸۶	۴/۰±۷۶/۷۱	۰/۴۹۴	۰/۲۲
		اورژن	-۰/۱±۰۲/۳۸	۰/۱±۶۲/۱۶	۰/۰۵۵	۰/۵۰
		چرخش- داخلی	۵/۰±۱۳/۸۵	۳/۱±۶۵/۲۹	۰/۰۵۵	۱/۱۷
	برتر	چرخش- خارجی	-۹/۱±۷۷/۱۲	-۱۰/۰±۰۹/۴۶	۰/۲۷۷	۰/۴۱
		دورسی- فلکشن	۲۲/۳±۱۰/۷۵	۲۲/۳±۳۲/۰۲	۰/۶۹۳	۰/۰۶
		پلانتار- فلکشن	-۰/۲±۹۰/۴۲	-۱/۲±۱۲/۹۵	۰/۶۰۹	۰/۱۱
		اینورژن	۴/۰±۷۹/۹۸	۴/۰±۸۲/۹۰	۰/۸۸۱	۰/۰۳
		اورژن	۰/۱±۰۴/۵۸	۰/۱±۶۵/۰۳	۰/۰۵۲	۰/۴۷
مچ پا	چرخش- داخلی	۵/۱±۰۸/۰۳	۳/۱±۴۵/۱۰	۰/۰۰۱	۱/۵۳	
		چرخش- خارجی	-۹/۰±۸۳/۹۵	-۹/۰±۹۳/۷۷	۰/۵۴۳	۰/۱۲

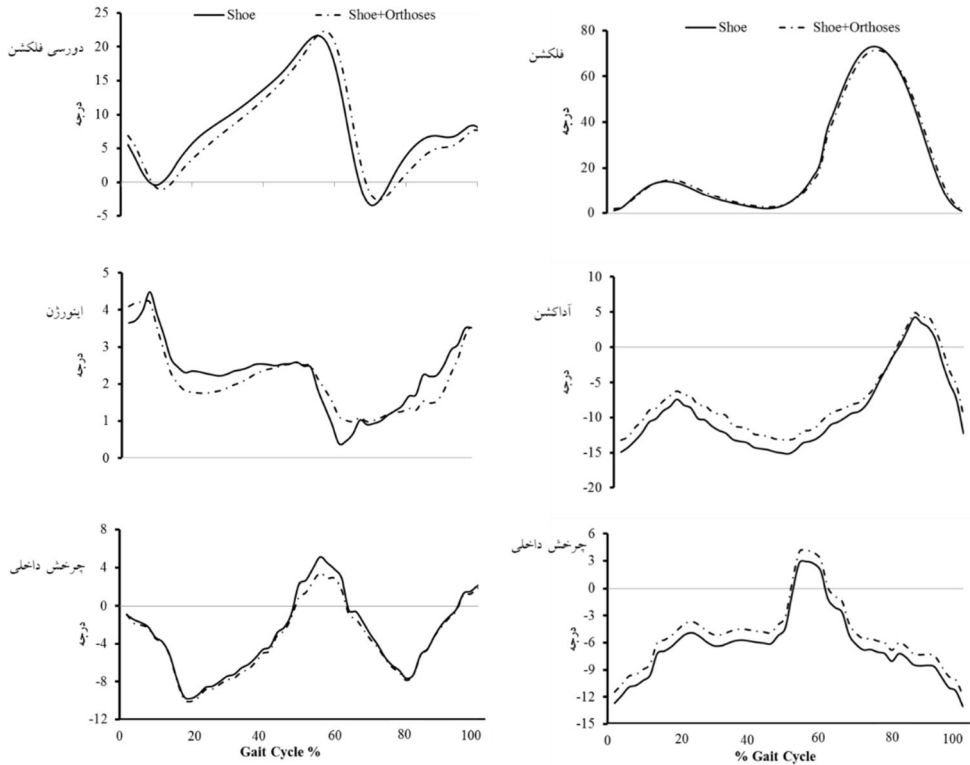
سطح معناداری $P<0/05$ در نظر گرفته شده است

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که اوج زاویه آداکشن زانو ($P < 0/01$ ؛ حدود ۱۶ درصد)، اوج زاویه آبداکشن زانو ($P < 0/01$ ؛ حدود ۱۲ درصد)، اوج چرخش خارجی زانو ($P < 0/001$ ؛ ۹/۷ درصد) طی شرایط راه رفتن با ارتز کاهش معنی‌داری را در هر دو سمت برتر و غیربرتر دارا می‌باشد (جدول ۲؛ شکل ۲). اوج چرخش داخلی زانو طی شرایط راه رفتن با ارتز به میزان حدود ۴۰ درصد در هر دو سمت افزایش نشان داد ($P < 0/001$) (جدول ۲). با وجود این، اوج زوایای فلکشن و اکستنشن زانو بین دو شرایط اختلاف معنی‌داری را به لحاظ آماری نشان نداد ($P < 0/05$) (جدول ۲؛ شکل ۲).

جدول ۲). کینماتیک سه‌بعدی (میانگین \pm انحراف استاندارد) مفصل زانو بر حسب درجه طی دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز

مفصل	سمت	زاویه	کفش	کفش \pm ارتز	Sig.	اندازه اثر
زانو	غیربرتر	فلکشن	۲۸/۵ \pm ۵۶/۷۲	۲۵/۴ \pm ۸۵/۴۸	۰/۰۹۱	۰/۵۳
		اکستنشن	۰/۳ \pm ۶۹/۳۶	۱/۱ \pm ۲۸/۴۶	۰/۴۱۹	۰/۲۵
		آداکشن	-۷/۰ \pm ۴۲/۶۵	-۶/۰ \pm ۲۵/۴۰	۰/۰۰۱	۲/۲۳
		آبداکشن	-۱۵/۰ \pm ۱۷/۸۰	-۱۳/۰ \pm ۲۴/۵۲	۰/۰۰۱	۲/۹۲
		چرخش- داخلی	۲/۰ \pm ۹۲/۸۹	۴/۰ \pm ۱۴/۶۵	۰/۰۰۰۱	۲/۲۳
	برتر	چرخش- خارجی	-۱۲/۰ \pm ۶۸/۸۹	-۱۱/۰ \pm ۴۵/۶۵	۰/۰۰۰۱	۱/۶۰
		فلکشن	۲۷/۴ \pm ۹۷/۴۷	۲۵/۳ \pm ۹۱/۸۷	۰/۰۶۰	۰/۴۹
		اکستنشن	۰/۲ \pm ۸۴/۸۷	۱/۱ \pm ۰۴/۲۳	۰/۷۷۵	۰/۱۰
		آداکشن	-۷/۰ \pm ۳۵/۸۹	-۶/۱ \pm ۱۵/۴۰	۰/۰۲۱	۱/۰۴
		آبداکشن	-۱۴/۱ \pm ۳۹/۴۷	-۱۳/۰ \pm ۲۴/۷۸	۰/۰۱۳	۱/۰۲
زانو	چرخش- داخلی	چرخش- داخلی	۲/۰ \pm ۸۳/۸۷	۴/۰ \pm ۰۹/۸۰	۰/۰۰۱	۱/۵۱
		چرخش- خارجی	-۱۲/۰ \pm ۶۸/۹۰	-۱۱/۰ \pm ۴۵/۶۵	۰/۰۰۰۱	۱/۵۹

سطح معناداری $P < 0/05$ در نظر گرفته شده است



شکل ۲). کینماتیک سه بعدی مفاصل مچ پا (سمت چپ) و زانو (سمت راست) طی دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز در سمت غیربرتر

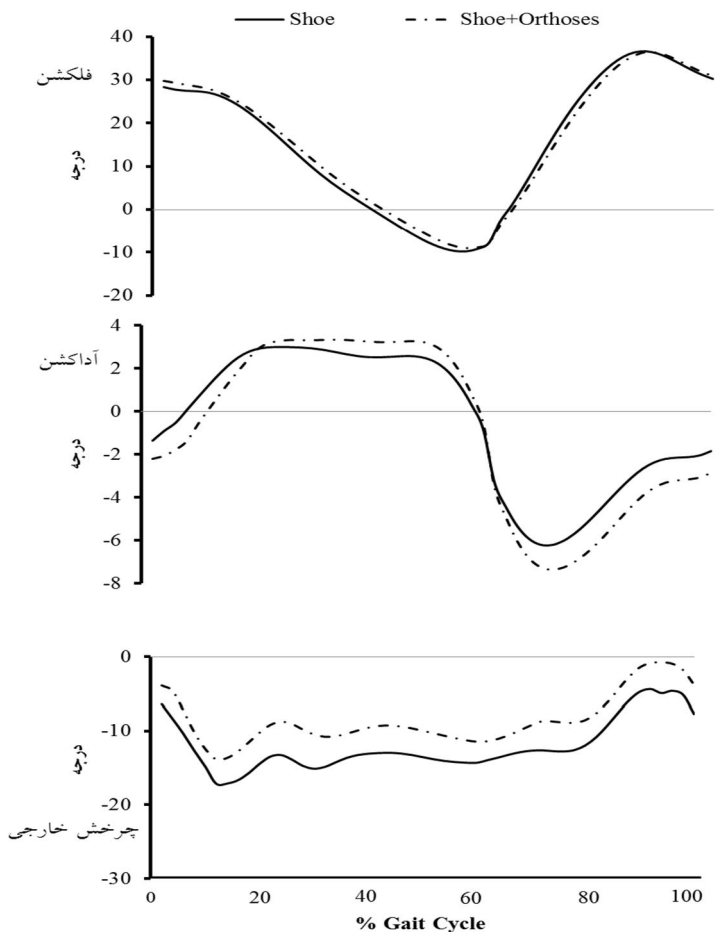
همچنین، طی شرایط استفاده از کفی مقادیر اوج چرخش داخلی ران ($P=0/002$; $41/1$ درصد) و اوج چرخش خارجی ران ($P=0/023$; $19/7$ درصد) کاهش معنی داری را در مقایسه با شرایط عدم استفاده از کفی در سمت غیربرتر نشان داد (جدول ۳، شکل ۳). باوجود این، اوج زوایای فلکشن، اکستنشن، آداکشن و آداکشن ران بین دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز در سمت غیربرتر اختلاف معنی داری را به لحاظ آماری نشان نداد ($P>0/05$) (جدول ۳، شکل ۳). در سمت برتر علاوه بر مقادیر چرخش داخلی و خارجی ران مقادیر آداکشن و آداکشن ران نیز کاهش معنی داری را نشان داد (جدول ۳؛ $P<0/05$).

جدول ۳). کینماتیک سه بعدی (میانگین \pm انحراف استاندارد) مفصل ران بر حسب درجه طی دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز

مفصل	سمت	زاویه	کفش	کفش \pm ارتز	Sig.	اندازه اثر
ران	غیربرتر	فلکشن	$28/3 \pm 78/92$	$30/5 \pm 12/11$	$0/235$	$0/30$
		اکستنشن	$-10/3 \pm 0/58$	$-9/4 \pm 22/28$	$0/244$	$0/20$
		اداکشن	$3/1 \pm 45/20$	$3/1 \pm 99/84$	$0/282$	$0/36$
		ابداکشن	$-2/2 \pm 59/35$	$-2/2 \pm 94/27$	$0/576$	$0/15$

۱/۲۲	۰/۰۰۲	-۳/۱±۷۴/۶۶	-۶/۲±۳۶/۶۳	چرخش داخلی	
۰/۸۸	۰/۰۲۳	-۱۳/۲±۸۳/۰۴	-۱۷/۵±۲۳/۳۰	چرخش خارجی	
۱/۲۱	۰/۰۶۰	۲۵/۳±۹۱/۸۶	۲۷/۴±۹۷/۴۷	فلکشن	برتر
۰/۰۹	۰/۷۷۵	۱/۱±۰۳/۲۳	۰/۲±۸۴/۸۷	اکستنشن	
۱/۰۴	۰/۰۲۱	-۶/۱±۱۶/۴۰	-۷/۰±۳۵/۸۹	اداکنش	
۱/۰۲	۰/۰۱۳	-۱۳/۰±۲۴/۷۸	-۱۴/۱±۳۹/۴۷	ابداکنش	
۳/۲۵	۰/۰۰۱	-۲/۰±۰۹/۸۰	-۴/۰±۸۲/۸۷	چرخش داخلی	
۱/۵۹	۰/۰۰۰۱	-۱۱/۰±۴۵/۶۵	-۱۲/۰±۶۸/۸۹	چرخش خارجی	

سطح معناداری $P < ۰/۰۵$ در نظر گرفته شده است



شکل ۳. کینماتیک سه‌بعدی مفصل ران طی دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز در سمت غیربرتر

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر آنی کفی حمایت‌کننده قوس طولی داخلی پا بر روی کینماتیک سه‌بعدی مفاصل اندام تحتانی سمت غیربرتر در کودکان دارای کف پای صاف منعطف می‌باشد. به طور کلی الگوی سه‌بعدی زوایای مفاصل اندام تحتانی طی هر دو شرایط مشابه با پژوهش‌های پیشین می‌باشد (۶۵-۶۳). نتایج تحلیل داده‌ها نشان داد که کفی می‌تواند سبب کاهش اوج چرخش خارجی زانو و ران و اوج زاویه آبداکشن زانو در اندام غیربرتر گردد. در مفصل مچ پا غیربرتر، استفاده از ارتز اوج داده‌های کینماتیکی را در هر سه بعد تغییر نداد. در سمت برتر میزان چرخش داخلی پا طی شرایط راه رفتن با ارتز کاهش معنی‌داری را نشان داد. اثر تعاملی بین کفی و سمت برتر و غیربرتر به لحاظ آماری معنی‌داری نبود.

یافته‌های پژوهش حاضر در مفصل مچ پا نشان داد که اوج زوایای مفصل مچ پا سمت غیربرتر در سه بعد بین دو شرایط اختلاف معنی‌داری را دارا نمی‌باشد، در حالیکه در سمت برتر میزان چرخش داخلی پا در شرایط کفی کمتر بود. هانت و همکاران (۲۰۰۴) گزارش نمودند که افراد دارای کف پای صاف در مقایسه با افراد نرمال دارای اوج زاویه و گشتاور پلنٹارفلکسوری بزرگتری طی فاز استقرار راه رفتن هستند (۱۰). با وجود این، ارتز مورد استفاده در پژوهش حاضر تغییری در اوج زاویه پلنٹارفلکشن مچ پا طی فاز استقرار راه رفتن ایجاد نکرد. نتایج پژوهش حاضر با نتایج Chen و همکاران (۲۰۱۰) که بر روی افراد بالغ دارای کف پای صاف انجام شده بود، همسو می‌باشد (۳۸). در پژوهش حاضر، اوج اورژن و چرخش داخلی مچ پا طی شرایط راه رفتن با کفی در سمت غیربرتر تمایل (سطح معناداری نزدیک به ۰/۰۵ و اندازه اثر متوسط تا بالا) به کاهش را در مقایسه با شرایط راه رفتن بدون ارتز نشان داد. با وجود این، این اختلاف به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. عدم تغییر در اوج اورژن/اینورژن مچ پا بین دو شرایط احتمالاً به این دلیل می‌باشد که ویژگی کنترلی همچون گوه در بخش پاشنه ارتز پژوهش حاضر مورد استفاده قرار نگرفته بود. با وجود این، به نظر می‌رسد اضافه نمودن این ویژگی به کفی پژوهش حاضر این امکان را فراهم آورد که همچون پژوهش‌های پیشین این ارتز قابلیت کاهش اورژن را دارا گردد (۴۱، ۶۹-۶۶). گزارش شده است که کاهش اوج اورژن مچ پا (در محدوده ۶ درجه) توسط کفی می‌تواند منجر به افزایش اوج فعال نیروی عمودی عکس‌العمل زمین طی راه رفتن و بهبود کارایی فاز هل دادن گردد (۷۰). افراد دارای کف پای صاف دارای پرونیشن اضافی پا طی فعالیت راه رفتن هستند، که این امر می‌تواند منجر به افزایش نرخ آسیب در اندام تحتانی همچون درد کشککی‌رانی، شکستگی ناشی از فشار و استئوآرتزیت زانو گردد (۵). کاهش پرونیشن پا توسط کفی در مطالعات گذشته بیان شده است (۶۸-۶۶). ددیو و همکاران (۲۰۱۳) مشاهده نمودند که استفاده از کفی سبب با هدف قرار دادن دو استخوان پاشنه و تالوس در راستای مناسب در افراد بالغ دارای کف پای صاف سبب کاهش دامنه اورژن و اینورژن بخش میانی پا می‌شود (۷۱). بعلاوه این پژوهشگران گزارش نمودند که کفی سبب کاهش دوره زمانی فعالیت عضلات ساقی قدامی، نعلی، دوقلوی داخلی و خارجی و عضله نازک‌نئی طولیل شده و همچنین سبب تأخیر در شروع فعالیت عضلات نعلی و دوقلوی داخلی می‌گردد (۷۱). بلچمبر و همکاران (۲۰۰۰) تفاوت‌های بین‌فردی بالایی را در الگوی حرکات اندام تحتانی گزارش نمودند (۷۲). این پژوهشگران گزارش نمودند که در اغلب افراد انتقال انرژی عمدتاً از تیبیا به ریرفوت می‌باشد، با وجود این، برخی افراد الگوی معکوسی را نشان دادند (۷۲). تفاوت در اثرات کفی بر روی دامنه اینورژن/اورژن پا در پژوهش حاضر در مقایسه با پژوهش‌های گذشته می‌تواند احتمالاً

به دلیل تفاوت‌های فردی در پاسخ به ارتز (۵۴) و همچنین نوع ارتز مورد استفاده (۴۱) و رده‌های سنی متفاوت باشد.

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که اوج زاویه آداکشن، آداکشن و چرخش خارجی زانو طی شرایط راه رفتن با کفی کاهش معنی‌داری را دارا می‌باشد. نتایج پژوهش حاضر با نتایج چن و همکاران (۲۰۱۰) در ارتباط با اوج زاویه آداکشن زانو ناهمسو می‌باشد (۳۸). این پژوهشگران هیچگونه تغییری را در اوج زاویه آداکشن زانو در افراد بالغ دارای کف پای صاف بین دو شرایط راه رفتن با و بدون استفاده از کفی گزارش نمودند (۳۸). گزارش شده است که افراد دارای کف پای صاف در مفصل زانو طی فاز استقرار راه رفتن دارای چرخش خارجی و آداکشن بالاتری در مقایسه با همسالان سالم خود می‌باشند (۲۰). بنابراین کاهش زوایای آداکشن و چرخش خارجی زانو در پژوهش حاضر طی شرایط راه رفتن با ارتز، می‌تواند در جهت کاهش احتمالی نرخ آسیب اندام تحتانی در این افراد مفید باشد. برخی از پژوهش‌ها تغییرات مکانیکی ایجاد شده در نتیجه استفاده از کفی را جابجایی احتمال مرکز فشار پا به سمت داخل (در کفی حمایت‌کننده قوس داخلی پا) ذکر نموده‌اند (۷۳، ۷۴). در پژوهش حاضر، اوج چرخش داخلی زانو طی شرایط راه رفتن با ارتز به میزان ۴۱/۷ درصد افزایش نشان داد. با وجود این، اوج زوایای فلکشن و اکستنشن زانو بین دو شرایط اختلاف معنی‌داری را به لحاظ آماری نشان نداد. رازقی و همکاران گزارش دادند که میانگین و اوج نیروهای اکستنسوری زانو در کودکان مبتلا به کف پای صاف در مقایسه با کودکان سالم بالاتر است (۷۵). علاوه بر این، گزارش شده است که کفی حمایت‌کننده قوس طولی-داخلی پا سبب کاهش فعالیت و تاخیر در سطح خستگی عضله راست‌رانی طی پایین آمدن از سطوح شیب‌دار در افراد بالغ دارای کف پای صاف می‌شود (۷۶). با وجود این، کفی مورد استفاده در پژوهش حاضر بر کینماتیک مفصل زانو در سطح سجیتال اثر معنی‌داری را نشان نداد.

همچنین، طی شرایط استفاده از کفی مقادیر اوج چرخش داخلی ران و اوج چرخش خارجی ران کاهش معنی‌داری را در مقایسه با شرایط عدم استفاده از کفی نشان داد. افراد دارای کف پای صاف در مفصل ران طی فاز استقرار راه رفتن دارای چرخش خارجی بالاتری در مقایسه با همسالان سالم خود می‌باشند (۲۰). بنابراین، کاهش چرخش خارجی ران طی فاز استقرار راه رفتن می‌تواند احتمالاً اثرات مثبتی را در اصلاح کینماتیک راه رفتن این افراد ایفا نماید. در پژوهش حاضر، اوج زوایای فلکشن، اکستنشن، آداکشن و آداکشن ران بین دو شرایط راه رفتن با و بدون ارتز اختلاف معنی‌داری را به لحاظ آماری نشان نداد. لک و همکاران (۲۰۱۴) گزارش نمودند که کفی آنتی‌پرونیته سبب کاهش اوج زاویه آداکشن ران طی وظیفه بالا رفتن از پله در افراد بالغ سالم می‌شود، اما بر روی کینماتیک مفصل ران در دو صفحه هوریزنتال و سجیتال اثرگذار نمی‌باشد (۷۷). کاسان و همکاران (۲۰۱۷) هیچگونه اثر معنی‌داری را در کینماتیک و کینتیک مفاصل زانو و ران طی راه رفتن در افراد بالغ دارای کف پای صاف گزارش نمودند (۷۸). در پژوهش حاضر کفی مورد استفاده حدود ۷۵ درصد کف پا را در راستای طولی پوشش می‌داد، به همین دلیل در هنگام مقایسه نتایج پژوهش حاضر با سایر پژوهش‌ها علاوه بر جنس ارتز، طول (۶۹) آن نیز باید در نظر گرفته شود. از سوی دیگر، در پژوهش حاضر همچون مطالعات گذشته (۵۳، ۵۴، ۷۸) هیچگونه اختلاف معنی‌داری در سرعت راه رفتن بین دو شرایط مشاهده نشد، به همین دلیل نمی‌توان تغییرات کینماتیکی موجود بین دو شرایط را به تغییر در سرعت راه رفتن نسبت داد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود، به همین دلیل در تفسیر نتایج پژوهش باید با احتیاط عمل نمود. اولاً، مدل مورد استفاده در تفسیر حرکات مچ پا، پا را تنها به عنوان یک اندام در نظر گرفته است. ثانیاً، پژوهش حاضر تنها بر روی راه رفتن بر روی سطح هموار انجام شده و اجرای راه رفتن بر روی سطح ناهموار و یا اجرای حرکات برشی ممکن است نتایج متفاوتی را حاصل نماید. بعلاوه، پژوهش حاضر بر روی پای غیربرتر کودکان پسر دارای کف پای صاف انجام شده است و امکان تعمیم نتایج به پای برتر، جنسیت زن و یا افراد بزرگسال وجود ندارد.

نتیجه‌گیری

اثرات کفی مورد استفاده در پژوهش حاضر بر بهبود حرکات غیرطبیعی مفصل مچ پا در کودکان دارای کف پای صاف به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. با وجود این، استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس طولی داخلی پا در کودکان پسر دارای کف پای صاف می‌تواند منجر به بهبود آبداکشن و چرخش خارجی زانو و همچنین بهبود چرخش خارجی ران در این افراد طی فاز استقرار راه رفتن گردد بنابراین می‌توان استفاده از این کفی را در کودکان پسر دارای کف پای صاف توصیه نمود.

تشکر و قدردانی

از تمامی آزمودنی‌ها و والدین آن‌ها که در تمامی مراحل پژوهش همکاری نمودند، کمال تشکر و سپاس را داریم.

منابع

1. Farmani F, Sadeghi M, Saeedi H, Kamali M, Farahmand B. The effect of foot orthoses on energy consumption in runners with flat feet. *Journal of Knowledge & Health*. 2010;5(1):36-40.
2. Ozonoff MB. Pediatric Orthopedic Radiology. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 1992;12(4):548.
3. Williams Iii DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical biomechanics*. 2001;16(4):341-7.
4. 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.
5. 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.
6. Riskowski JL, Dufour AB, Hagedorn TJ, Hillstrom HJ, Casey VA, Hannan MT. Associations of Foot Posture and Function to Lower Extremity Pain: Results From a Population-Based Foot Study. *Arthritis care & research*. 2013;65(11):1804-12.
7. 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.
8. Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of foot and ankle research*. 2009;2(1):35.
9. Twomey D, McIntosh A, Simon J, Lowe K, Wolf S. Kinematic differences between normal and low arched feet in children using the Heidelberg foot measurement method. *Gait & posture*. 2010;32(1):1-5.

10. 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.
11. Houck JR, Tome JM, Nawoczenski DA. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait & posture*. 2008;28(1):29-37.
12. Cobb SC, Tis LL, Johnson JT, Geil MD, McCarty FA. The effect of low-mobile foot posture on multi-segment medial foot model gait kinematics. *Gait & posture*. 2009;30(3):334-9.
13. Buldt AK, Murley GS, Butterworth P, Levinger P, Menz HB, Landorf KB. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait & posture*. 2013;38(3):363-72.
14. Tweed JL, Campbell JA, Avil SJ. Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2008;98(6):436-44.
15. Simon J, Doederlein L, McIntosh A, Metaxiotis D, Bock H, Wolf S. The Heidelberg foot measurement method: development, description and assessment. *Gait & posture*. 2006;23(4):411-24.
16. Hunt AE, Smith RM, Torode M. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking. *Foot & ankle international*. 2001;22(1):31-41.
17. Ness ME, Long J, Marks R, Harris G. Foot and ankle kinematics in patients with posterior tibial tendon dysfunction. *Gait & posture*. 2008;27(2):331-9.
18. MacWilliams BA, Cowley M, Nicholson DE. Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait & posture*. 2003;17(3):214-24.
19. Stebbins J, Harrington M, Thompson N, Zavatsky A, Theologis T. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait & posture*. 2006;23(4):401-10.
20. 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.
21. Schutte L, Narayanan U, Stout J, Selber P, Gage J, Schwartz M. An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait & posture*. 2000;11(1):25-31.
22. Yates B, White S. The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. *The American journal of sports medicine*. 2004;32(3):772-80.
23. Buldt AK, Levinger P, Murley GS, Menz HB, Nester CJ, Landorf KB. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait & posture*. 2015;42(1):42-8.
24. Shibuya N, Kitterman RT, LaFontaine J, Jupiter DC. Demographic, physical, and radiographic factors associated with functional flatfoot deformity. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2014;53(2):168-72.
25. Williams III DS, McClay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of applied biomechanics*. 2001;17(2):153-63.
26. Michelson JD, Durant D, McFarland E. The injury risk associated with pes planus in athletes. *Foot & ankle international*. 2002;23(7):629-33.
27. Root ML, Orien WP, Weed JH. Normal and abnormal function of the foot: *Clinical Biomechanics*; 1977.
28. Vanderwilde R, Staheli L, Chew D, Malagon V. Measurements on radiographs of the foot in normal infants and children. *J Bone Joint Surg Am*. 1988;70(3):407-15.

29. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *The American Journal of Sports Medicine*. 1999;27(5):585-93.
30. Messier SP, Pittala KA. Etiologic factors associated with selected running injuries. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1988;20(5):501-5.
31. Milgrom C, Radeva-Petrova DR, Finestone A, Nyska M, Mendelson S, Benjuya N, et al. The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. *Journal of biomechanics*. 2007;40(4):845-50.
32. Kim J-a, Lim O-b, Yi C-h. Difference in static and dynamic stability between flexible flatfeet and neutral feet. *Gait & posture*. 2015;41(2):546-50.
33. Coughlin MJ, Mann RA. *Surgery of the foot and ankle*: Mosby Inc; 1999.
34. Wapner KL, Chao W. Nonoperative treatment of posterior tibial tendon dysfunction. *Clinical orthopaedics and related research*. 1999;365:39-45.
35. Kido M, Ikoma K, Hara Y, Imai K, Maki M, Ikeda T, et al. Effect of therapeutic insoles on the medial longitudinal arch in patients with flatfoot deformity: A three-dimensional loading computed tomography study. *Clinical Biomechanics*. 2014;29(10):1095-8.
36. 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. *Clinical neurology and neurosurgery*. 2015;129:S8-S11.
37. Lin JL, Balbas J, Richardson EG. Results of non-surgical treatment of stage II posterior tibial tendon dysfunction: a 7-to 10-year followup. *Foot & ankle international*. 2008;29(8):781-6.
38. Chen Y-C, Lou S-Z, Huang C-Y, Su F-C. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clinical biomechanics*. 2010;25(3):265-70.
39. Kulcu DG, Yavuzer G, Sarmer S, Ergin S. Immediate effects of silicone insoles on gait pattern in patients with flexible flatfoot. *Foot & ankle international*. 2007;28(10):1053-6.
40. Alvarez RG, Marini A, Schmitt C, Saltzman CL. Stage I and II posterior tibial tendon dysfunction treated by a structured nonoperative management protocol: an orthosis and exercise program. *Foot & ankle international*. 2006;27(1):2-8.
41. Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2009;12(6):679-84.
42. Cheung RT, Chung RC, Ng GY. Efficacies of different external controls for excessive foot pronation: a meta-analysis. *British journal of sports medicine*. 2011;45(9):743-51.
43. Powell DW, Long B, Milner CE, Zhang S. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high-and low-arched females during dynamic loading tasks. *Human movement science*. 2011;30(1):105-14.
44. Ferber R, Benson B. Changes in multi-segment foot biomechanics with a heat-mouldable semi-custom foot orthotic device. *Journal of foot and ankle research*. 2011;4(1):18.
45. Zifchock RA, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high-and low-arched individuals during walking. *Clinical biomechanics*. 2008;23(10):1287-93.
46. MacLean C, Davis IM, Hamill J. Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. *Clinical biomechanics*. 2006;21(6):623-30.

47. Ritchie C, Paterson K, Bryant AL, Bartold S, Clark RA. The effects of enhanced plantar sensory feedback and foot orthoses on midfoot kinematics and lower leg neuromuscular activation. *Gait & posture*. 2011;33(4):576-81.
48. 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;29(2):172-87.
49. Novick A, Kelley DL. Case study: position and movement changes of the foot with orthotic intervention during the loading response of gait. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1990;11(7):301-12.
50. Mündermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(3):254-62.
51. Levinger P, Menz HB, Morrow AD, Feller JA, Bartlett JR, Bergman NR. Foot kinematics in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Rheumatology*. 2012;51(12):2191-8.
52. Souza TR, Pinto RZ, Trede RG, Kirkwood RN, Fonseca ST. Temporal couplings between rearfoot–shank complex and hip joint during walking. *Clinical biomechanics*. 2010;25(7):745-8.
53. 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.
54. Jafarnezhadgero A, Shad MM, Ferber R. The effect of foot orthoses on joint moment asymmetry in male children with flexible flat feet. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2017.
55. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods*. 2007;39(2):175-91.
56. 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. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2004;34(4):201-9.
57. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait & Posture*. 2017;53:236-40.
58. Kadaba MP, Ramakrishnan H, Wootten M. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic research*. 1990;8(3):383-92.
59. Wolf S, Simon J, Patikas D, Schuster W, Armbrust P, Döderlein L. Foot motion in children shoes—A comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes. *Gait & posture*. 2008;27(1):51-9.
60. Lythgo N, Wilson C, Galea M. Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait & posture*. 2009;30(4):502-6.
61. Cohen J. A power primer. *Psychological bulletin*. 1992;112(1):155.
62. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavior science*. Lawrence Erlbaum Association. 1988.
63. Harato K, Sakurai A, Kudo Y, Nagura T, Masumoto K, Otani T, et al. Three-dimensional knee kinematics in patients with a discoid lateral meniscus during gait. *The Knee*. 2016;23(4):622-6.
64. Pothrat C, Authier G, Viehweger E, Berton E, Rao G. One-and multi-segment foot models lead to opposite results on ankle joint kinematics during gait: Implications for clinical assessment. *Clinical Biomechanics*. 2015;30(5):493-9.

65. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics, 2E: Human Kinetics; 2013.
66. Song J. The Kinematic comparative study about effects of foot orthotics. Korean J Sport Sci. 2008;19:11-21.
67. Nester C, Van Der Linden M, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. Gait & posture. 2003;17(2):180-7.
68. Branthwaite HR, Payton CJ, Chockalingam N. The effect of simple insoles on three-dimensional foot motion during normal walking. Clinical Biomechanics. 2004;19(9):972-7.
69. Telfer S, Abbott M, Steultjens M, Rafferty D, Woodburn J. Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb muscle activity and plantar pressures in pronated foot type. Gait & posture. 2013;38(3):443-9.
70. Perry S, Lafortune M. Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. Clinical Biomechanics. 1995;10(5):253-7.
71. Dedieu P, Drigeard C, Gjini L, Dal Maso F, Zanone P-G. Effects of foot orthoses on the temporal pattern of muscular activity during walking. Clinical Biomechanics. 2013;28(7):820-4.
72. Bellchamber T, van den Bogert AJ. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. Journal of biomechanics. 2000;33(11):1397-403.
73. Kakihana W, Akai M, Nakazawa K, Takashima T, Naito K, Torii S. Effects of laterally wedged insoles on knee and subtalar joint moments. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2005;86(7):1465-71.
74. Nigg BM, Stergiou P, Cole G, Stefanyshyn D, Mündermann A, Humble N. Effect of shoe inserts on kinematics, center of pressure, and leg joint moments during running. Medicine and science in sports and exercise. 2003;35(2):314-9.
75. Razezghi M, Ebrahimi S, Yazdani F. The comparison of patellofemoral joint forces between flat footed and normal subjects during stance phase of gait. Gait & Posture. 2012;36:S38.
76. Huang Y-P, Kim K, Song C-Y, Chen Y-H, Peng H-T. How Arch Support Insoles Help Persons with Flatfoot on Uphill and Downhill Walking. Journal of Healthcare Engineering. 2017;2017.
77. Lack S, Barton C, Malliaras P, Twycross-Lewis R, Woledge R, Morrissey D. The effect of anti-pronation foot orthoses on hip and knee kinematics and muscle activity during a functional step-up task in healthy individuals: A laboratory study. Clinical Biomechanics. 2014;29(2):177-82.
78. Kosonen J, Kulmala J-P, Müller E, Avela J. Effects of medially posted insoles on foot and lower limb mechanics across walking and running in overpronating men. Journal of Biomechanics. 2017;54:58-63.