نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۹، شماره ۱۷، بهار و تابستان ۱۴۰۰
۱۰ - ۱

WWW.RSR.BASU.AC.IR

اثر آنی توکفشی طراحی شده اختصاصی بر فعالیت الکتریکی عضلات منتخب ناحیه ساق پای کودکان چاق حین راه رفتن

امیررضا صدیقی[۱] ، مهرداد عنبریان[۲*]، ناهید تفتی[۳]

۱. دانشجوی دکتری، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.
۲. استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.
۳. استادیار، گروه اورتز و پروتز، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی همدان، همدان، ایران.

دریافت ۲۱ آذر ۱۴۰۰؛ پذیرش ۲۷ بهمن ۱۴۰۰

مقاله پژوهشی

واژگان کلیدی

کودکان چاق

توکفشی

الکترومیوگرافی

راه رفتن

چکیده

زمینه و هدف: امروزه چاقی کودکان یک بحران بزرگ بهداشت و سلامت عمومی در سطوح ملی و بین‌المللی است. ویژگی‌های حرکتی مرتبط به چاقی هنوز به‌طور واضح برای کودکان و نوجوانان مشخص نشده است. هدف مطالعه حاضر بررسی اثر آنی توکفشی طراحی شده اختصاصی بر فعالیت الکتریکی عضلات منتخب ناحیه ساق پای کودکان چاق حین راه رفتن بود.

روش بررسی: تعداد ۱۴ نفر از دانش‌آموزان پسر در محدوده‌ی سنی ۱۲-۷ ساله شهر همدان به‌طور در دسترس در این پژوهش شرکت کردند. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات درشت‌نئی قدامی، نازک‌نئی طویل و دوقلوی داخلی در سه وضعیت راه‌رفتن با کفش، کفش همراه با توکفشی معمولی و کفش با توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی ثبت گردید. از آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری همراه با آزمون تعقیبی ضریب تصحیح بونفرونی استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که مقدار حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضله نازک‌نئی طویل در مرحله‌ی میداستانس/ پیشروی راه رفتن، وضعیت کفش با توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی نسبت به وضعیت کفش (P=۰/۰۰۵) و همچنین در مرحله‌ی نوسان، وضعیت کفش با توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی نسبت به وضعیت کفش با توکفشی معمولی (P=۰/۰۱۴) کاهش معناداری داشت.

نتیجه‌گیری: با توجه به کاهش سطح فعالیت عضلات منتخب ناحیه ساق پا در کودکان چاق حین استفاده از توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی، ممکن است این نوع توکفشی اثرات مثبتی در انجام فعالیت‌های روزانه و حرکات انتقالی برای کودکان چاق فراهم سازد.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۳۸۳۸۱۴۲۲-۰۸۱
پست الکترونیکی: anbarian@basu.ac.ir
شناسه دیجیتال (DOI): 10.22084/RSR.2022.25351.1604

مقدمه

چاقی به افزایش بیش از حد طبیعی وزن بدن در نتیجه‌ی زیاد شدن توده چربی بدن اطلاق می‌شود (روبینستین[1] و همکاران، ۲۰۱۷؛ ریبرو[2] و همکاران، ۲۰۱۸). امروزه چاقی یک مشکل سلامتی گسترده در سرتاسر جهان محسوب می‌شود؛ به‌طوری‌که برآوردها نشان می‌دهند بیش از ۳۰۰ میلیون نفر در کل دنیا از مشکل چاقی رنج می‌برند (باترورث[3] و همکاران، ۲۰۱۵). تعداد مرگ‌ومیر ناشی از چاقی ۵۸۷-۳۰۰ هزار مرگ در سال است که این معضل را به‌عنوان دومین عامل مرگ قابل پیشگیری بعد از سیگار مطرح می‌سازد (ثابت سروستانی[4] و همکاران، ۲۰۰۷). مطالعات متعددی نشان داده‌اند که چاقی بر جنبه‌های مختلف زندگی نظیر افزایش بیماری‌های غیرواگیر فشارخون، دیابت، بیماری‌های کبدی و کیسه صفرا، مشکلات تنفسی، سکته قلبی و مغزی، استئوآرتریت (سبزی، ۲۰۱۹؛ نبوی و همکاران، ۲۰۲۰؛ اسدی نوقابی، ۲۰۱۱)، مشکلات تعادل، ناراحتی‌های ستون فقرات و پاها (رحیمی و همکاران، ۲۰۱۲)، افزایش فقر شناختی (پیکت[5] و همکاران، ۲۰۱۵)، کاهش سطح آمادگی جسمانی (مقدسی و همکاران، ۲۰۱۱) و سایر جنبه‌های زندگی انسان اثرات منفی می‌گذارد.

چاقی اختلالی است که تمامی گروه‌های سنی، نژادها و طبقات مختلف جامعه را درگیر می‌کند (ثابت سروستانی و همکاران، ۲۰۰۷). از دهه ۱۹۸۰ میزان شیوع چاقی و اضافه وزن در سنین کودکی و نوجوانی در سراسر جهان افزایش چشمگیری یافته است (سبزی، ۲۰۱۹؛ ماری[6] و همکاران، ۲۰۱۴؛ اوگدن[7] و همکاران، ۲۰۰۸). برای مثال، طبق مطالعه انجام شده در کشور انگلستان در سال ۲۰۰۱، حدود ۸/۵ درصد از کودکان ۶ ساله و ۱۵ درصد از نوجوانان ۱۵ ساله چاق محسوب می‌شدند و در سال‌های بعد نیز افزایش ۱۳ درصدی چاقی در کودکان ۶-۱۲ سال مشاهده شد (اوگدن و همکاران، ۲۰۰۸). کشور ایران نیز جزء یکی از هفت کشور با بالاترین میزان شیوع چاقی در دوران کودکی است و شیوع اضافه وزن و چاقی دوران کودکی در ایران در حال افزایش است (سبزی، ۲۰۱۹). هر چند آمارهای متفاوتی در مورد شیوع اضافه وزن در کودکان کشورمان گزارش شده است (کلیشادی و همکاران، ۲۰۰۸؛ امان‌اللهی و همکاران، ۲۰۱۱؛ اثنی عشری و همکاران، ۲۰۱۶)؛ اما نتایج مطالعات نشان‌دهنده‌ی شیوع بالای چاقی در کودکان و نوجوانان است. برای مثال، در یک پژوهش در ۲۳ مرکز استان ایران در فاصله سال‌های ۲۰۰۴-۲۰۰۳، شیوع اضافه‌وزن و چاقی در کودکان دبستانی به ترتیب ۹/۸ و ۴/۴ درصد گزارش شد (کلیشادی و همکاران، ۲۰۰۸). نتایج پژوهش دیگری نیز نشان داد که دختران ۱۵-۱۱ ساله شهر تهران به ترتیب ۲۵ و ۱۳ درصد دارای اضافه‌وزن و چاقی هستند (امان اللهی و همکاران، ۲۰۱۱). شیوع چاقی در کودکان ۲۱-۷ ساله شهر همدان نیز حدود ۱۰ درصد گزارش شد (اثنی عشری و همکاران، ۲۰۱۶).

امروزه مشکل چاقی کودکان یکی از مهم‌ترین مباحث بین‌المللی در حوزه مطالعات پزشکی است که از جوانب مختلف مورد بررسی قرار گرفته و کماکان نیازمند بررسی ابعاد مختلف آن است (یان[8] و همکاران، ۲۰۱۳). برای مثال، مطالعات انجام شده در مورد اثرات چاقی و اضافه‌وزن بر ویژگی‌های بیومکانیکی حرکات مختلف نظیر راه‌رفتن در کودکان است (سانگ‌هوآ[9] و همکاران، ۲۰۱۷). روبینستن و همکاران (۲۰۱۷) نشان دادند که ویژگی‌های مختلف بیومکانیکی راه رفتن و دویدن در سرعت‌های مختلف در کودکان چاق و غیرچاق با یکدیگر متفاوت بوده و این تفاوت‌ها می‌توانند میزان درد و ناراحتی را در کودکان چاق افزایش دهند. به علاوه، سانگ‌هوآ و همکاران (۲۰۱۷) مشاهده کردند که کودکان چاق در مقایسه با غیرچاق الگوی دویدن متفاوتی دارند. آنان این‌گونه بیان کردند که اختلافات موجود در الگوی دویدن کودکان چاق منجر به افزایش بارهای وارده بر اندام تحتانی هنگام دویدن می‌شود و در نتیجه این دسته از کودکان نباید از دویدن برای کاهش وزن استفاده کنند.

همچنین، گزارش شده است که افزایش فشار بر نواحی مختلف کف پای کودکان چاق حین انجام فعالیت‌های پایه‌ای راه‌رفتن و دویدن احتمال بروز ناراحتی و تغییر

1. Rubinstein
2. Ribeiro
3. Butterworth
4. Sabet Sarvestani
5. Pickett
6. Marie
7. Ogden
8. Yang
9. Song-hua

وضعیت ساختاری پا (مخصوصاً ناهنجاری کف پای صاف) در این دسته از کودکان را افزایش می‌دهد (روبینستن و همکاران، ۲۰۱۷؛ یان و همکاران، ۲۰۱۳؛ باترورث و همکاران، ۲۰۱۶). این در حالی است که ناهنجاری‌های ناحیه پا به نوبه خود بر ویژگی‌های بیومکانیکی حرکات مختلف اثرات منفی متعددی می‌گذارند (مورلی[1] و همکاران، ۲۰۰۹). به بیان دیگر، هرگونه تغییر در ساختار وضعیتی پا به‌عنوان یک ریسک خطر مهم ایجاد آسیب در اندام تحتانی تلقی می‌شود (بولدت[2] و همکاران، ۲۰۱۸). همچنین، شدت و الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی (به‌ویژه عضلات ناحیه‌ی ساق پا) در افراد دچار کف پای صاف تغییر می‌کند که این مسئله نیز می‌تواند در درازمدت اثرات منفی متعددی ایجاد نماید (مورلی و همکاران، ۲۰۱۰). با توجه به موارد فوق، احتمال ایجاد آسیب‌های مختلف در اندام تحتانی کودکان چاق افزایش می‌یابد.

توکفشی[3] وسایلی کمک-اورتزی هستند که داخل کفش قرارگرفته و برای تکمیل سطوح اتکای پا در نواحی پاشنه و پنجه پا و در جهت تصحیح، تغییر شکل، جلوگیری و یا بهبود ناهنجاری‌های مختلف ناحیه‌ی پا و یا حتی تقویت توان مفصلی مورد استفاده قرار می‌گیرند (سوآرز[4] و همکاران، ۲۰۱۴؛ صمیمی[5] و همکاران، ۲۰۱۴؛ مورلی و همکاران، ۲۰۰۹). اخیراً توکفشی‌ها به‌طور اختصاصی و بر اساس ویژگی‌های پای هر فرد طراحی و تجویز می‌شوند (کوسونن[6] و همکاران، ۲۰۱۷). به‌طور کلی، طراحی و ساخت اختصاصی توکفشی‌ها می‌تواند باعث بهبود پاسچر پا، افزایش کارایی حرکت و کاهش ناهنجاری‌های مختلف (مخصوصاً در ناحیه‌ی پا) شود. مطالعات متعددی اثرات توکفشی‌های مختلف را بر الگوی حرکات پایه‌ای راه رفتن و دویدن بررسی کرده‌اند (سوآرز و همکاران، ۲۰۱۴؛ امان‌اللهی و همکاران، ۲۰۱۴، ماندرمن[7] و همکاران، ۲۰۰۶). برای مثال، مورلی و همکاران (۲۰۰۹) در یک مطالعه‌ی مروری بیان کردند که استفاده از انواع توکفشی بر جنبه‌های الکترومایوگرافیکی و بیومکانیکی حرکت اثرگذار هستند (مورلی و همکاران، ۲۰۰۹). در یک پژوهش دیگر، مورلی و همکاران (۲۰۱۰) مشاهده نمودند که توکفشی‌های رایج و پیش‌ساخته با شیب داخلی می‌توانند الگوی فعالیت عضلات ناحیه‌ی ساق پای افراد دچار کف پای صاف را به سمت الگوی فعالیت این عضلات در افراد سالم سوق بدهند (مورلی و همکاران، ۲۰۱۰). به هر حال، در بررسی متون تحقیق، مشاهده می‌شود که به‌طور دقیق به اثرات توکفشی بر بیومکانیک راه‌رفتن و دویدن در کودکان چاق که می‌تواند در طراحی پروتکل‌های مختلف درمانی و مداخلات تمرینی کمک کند پرداخته نشده است.

به‌طور کلی و با بررسی مطالعات پیشین، به‌نظر می‌رسد که مشخص کردن اثرات استفاده از توکفشی طراحی شده اختصاصی بر متغیرهای الکترومایوگرافیکی عضلات ناحیه ساق پای کودکان چاق حین راه رفتن بتواند اطلاعات مفیدی در فرایند درمان و تجویز مداخلات در اختیار محققین و درمانگران قرار دهد. در مرور مطالعات پیشین، معمولاً از توکفشی به‌عنوان یک مداخله بلندمدت استفاده شده است. اما از سویی دیگر، برخی مطالعات نیز نشان داده‌اند که اثرات کوتاه‌مدت توکفشی نیز قابل توجه بوده و می‌تواند معیار مناسبی جهت ارزیابی اثربخشی و مشاهده پیامدهای کلینیکی آن قرار گیرد (قاسمی و همکاران، ۲۰۱۸؛ قاسمی و عنبریان، ۲۰۲۰). هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی اثر استفاده فوری از توکفشی طراحی شده اختصاصی بر میزان فعالیت الکتریکی عضلات منتخب ناحیه ساق پای کودکان چاق حین راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها

آزمودنی‌ها: حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور (در توان آزمون آماری ۰/۸، اندازه اثر ۰/۴ و سطح معناداری ۰/۰۵) تعداد ۱۲ نفر محاسبه شد (اردفلدر[8] و همکاران، ۱۹۹۶). جهت کاهش خطا و احتمال ریزش آزمودنی‌ها و همچنین افزایش دقت نتایج، تعداد ۱۴ نفر از دانش‌آموزان پسر محدوده‌ی سنی ۱۲-۷ ساله مدارس شهر همدان (سن= ۱/۴±۹/۲ سال، قد= ۰/۱۰±۱/۴۹ متر، وزن= ۵/۴±۵۴/۳ کیلوگرم، شاخص توده‌بدنی= ۱/۹۸± ۲۴/۴۶ کیلوگرم بر مترمربع) به‌طور در دسترس در این پژوهش شرکت نمودند. کودکان با توجه به شاخص بین‌المللی مرکز کنترل بیماری (۲۰۰۵) چاق در نظر گرفته می‌شدند (یانگ

1. Murley
2. Buldt
3. Insole
4. Soares
5. Samimi
6. Kosonen
7. Mündermann
8. Erdfelder

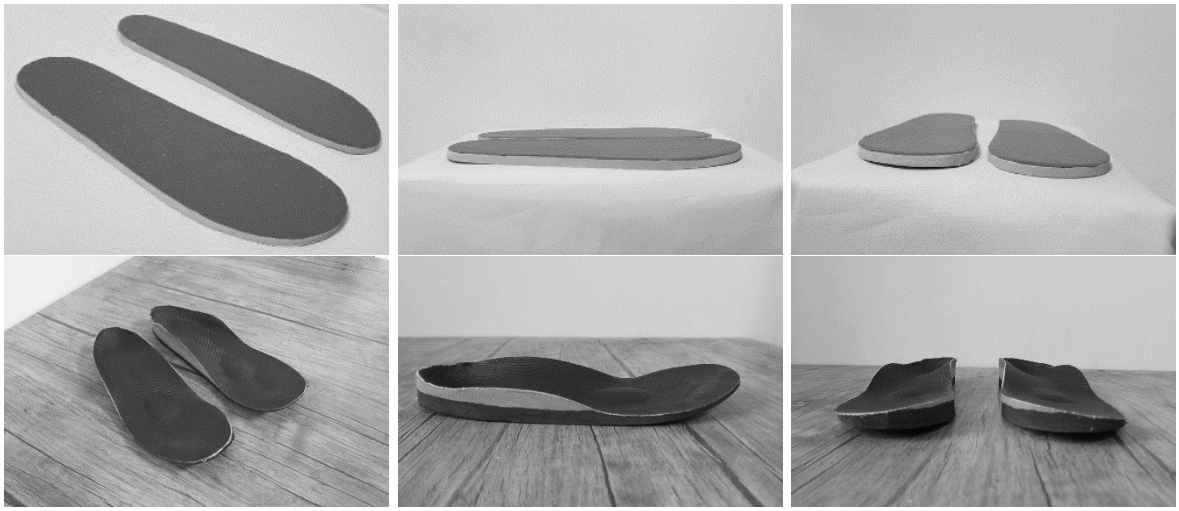
و همکاران، ۲۰۱۶؛ سانگ هوآ و همکاران، ۲۰۱۷). سن و امتیاز شاخص توده بدنی کودکان در این محدوده سنی، معیارهای اصلی این شاخص را تشکیل می‌دهند؛ به‌طوری‌که کودکان چاق به کودکان دارای میزان شاخص توده بدنی برابر و یا بیشتر از ۹۵ درصد افراد جامعه اطلاق می‌شود (میزان شاخص توده بدنی تقریبی برابر با ۲۱ کیلوگرم بر مترمربع). همچنین، تلاش شد تا کودکان چاق در ویژگی‌هایی همچون سن، قد، سطح فعالیت روزانه و غیره با یکدیگر متجانس باشند. در صورتی‌که کودکان دارای مشکلات اسکلتی- عضلانی، عصبی- عضلانی و یا قلبی- عروقی بودند، از شرکت در این پژوهش خارج می‌شدند. کودکان همچنین باید دارای ساختار طبیعی کف پاها می‌بودند که با استفاده از شاخص ارتفاع قوس ویلیامز و مک‌کلای (۲۰۰۰) اندازه‌گیری شد (ویلیامز و مک‌کلای، ۲۰۰۰). با توجه به این‌که گزارش شده است که الگوی توزیع فشار و نیروهای وارده برکف پاهای افراد چاق تغییر می‌کند و مرکز فشار تا حدودی به سمت داخل پا متمایل می‌شود (یان[1] و همکاران، ۲۰۱۳)، توکفشی با حمایت قوس داخلی در کودکان چاق استفاده شد. کودکان با رضایت آگاهانه خود و والدینشان در فرآیند پژوهش شرکت کردند و پیش از شروع فرآیند آزمون نیز فرم رضایت‌نامه آگاهانه را تکمیل نمودند. انجام این مطالعه، توسط کمیته اخلاق پژوهش دانشگاه بوعلی سینا با کد IR.BASU.REC.1400.027 تأیید شد.

نحوه اجرای آزمون: پیش از شروع آزمون، پایی که حداقل ۲ بار از ۳ آزمون ضربه به توپ، جهش به بالا و بازیابی تعادل مورد استفاده قرار می‌گرفت به‌عنوان پای برتر آزمودنی انتخاب می‌شد (هافمن[2] و همکاران، ۱۹۹۸). در ادامه تراشیدن موهای زائد آزمودنی‌ها، تمیز کردن و شستشوی کامل ناحیه مورد نظر با الکل به منظور کاهش دادن امپدانس و مقاومت پوست اجرا شد و در نهایت الکترودهای چسبنده و یک بار مصرف (از جنس Ag/AgC و دارای ژل هادی) در آرایش دوقطبی روی پوست عضلات ناحیه‌ی مورد نظر آزمودنی‌ها قرار گرفتند (غلامی بروجنی و یلفانی، ۲۰۲۰). سیگنال خام فعالیت الکتریکی عضلات درشت‌نئی قدامی[3]، نازک‌نئی طویل[4] و دوقلوی داخلی[5] پای برتر افراد با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی ۱۶ کاناله بیومانیتور ساخت کشور فنلاند در فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت گردید. فاصله‌ی بین الکترودها (حدود ۲ سانتی‌متر) و محل نصب آنها به پیشنهاد پروتکل اروپایی سنیام[6] در نظر گرفته شد (هرمنز[7] و همکاران، ۲۰۰۰). الکترود خنثی نیز روی تیغه استخوان درشت‌نی وصل شد. همچنین برای جداسازی فازهای مختلف حرکت راه رفتن، یک عدد فوت سوییچ حساس به ضربه در ناحیه خارجی خلفی‌ترین بخش پاشنه در زیر کفش نصب گردید و زمان برخورد این ناحیه با زمین به‌عنوان زمان شروع و پایان هر دوره راه رفتن در نظر گرفته شد (صدیقی و همکاران، ۲۰۱۹).

بعد از انجام اتصالات و گرم کردن حدود ۳ دقیقه‌ای آزمودنی، آزمون راه رفتن در یک مسافت ۱۰ متری انجام شد؛ به‌طوری‌که ابتدا ۶ آزمون راه رفتن با پای برهنه به انجام می‌رسید و سپس آزمون راه رفتن در ۳ وضعیت تنها کفش، کفش با توکفشی معمولی و کفش با توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی (ترتیب ۳ آزمون به‌صورت تصادفی) ادامه پیدا می‌کرد. یک آزمون راه‌رفتن موفق به آزمونی تلقی می‌شد که راه‌رفتن کودک به‌صورت طبیعی و با سرعت ترجیحی خودش انجام شود (یانگ و همکاران، ۲۰۱۳؛ سانگ‌هوآ و همکاران، ۲۰۱۷؛ عنبریان و اسماعیلی، ۲۰۱۶). برای هر کدام از وضعیت‌ها ۶ آزمون راه‌رفتن موفق انجام گردید و میانگین متغیرهای مربوطه در ۶ حرکت محاسبه شد؛ زیرا بیان شده است که ۶ تکرار تلاش در اجرا می‌تواند اطلاعات باثباتی فراهم کند (مورلی و همکاران، ۲۰۱۰). بین آزمون‌ها زمان کافی جهت استراحت به آزمودنی‌ها داده می‌شد تا خستگی انجام آزمون برطرف گردد. برای از بین بردن اثر مداخله‌ی سطح زمین با کفش، تمامی وضعیت‌های راه‌رفتن با استفاده از کفش‌های مخصوص دویدن شرکت آسیکس[8] ساخت ویتنام به انجام رسید. تمامی توکفشی‌های مورد بررسی در این پژوهش از جنس یکسان پلی‌استر[9] با چگالی برابر ۱/۱ گرم بر

1. Yan
2. Hoffman
3. Tibialis Anterior
4 . Peroneus Longus
5 . Medialis Gastrocnemius
6. SENIAM
7. Hermens
8. Asics
9. Polyester

سانتی‌متر مکعب و ضریب سختی[1] برابر ۴۶ در سایزهای مختلف پای کودکان ساخته شدند. توکفشی‌ها با استفاده از دستگاه اسکن کف‌پایی به‌صورت ۳ بعدی طراحی شده و با استفاده از دستگاه ۳ محوره‌ی شرکت آی-سل[2] ساخت کشور آلمان به‌صورت ۳ بعدی و در ۲ شکل مختلف شامل توکفشی معمولی (بدون هیچ‌گونه زاویه، تغییر سطح یا حمایت‌کننده‌ی قوس پا و به‌صورت کاملاً صاف) و توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی (دارای شیب و زاویه‌ی اختصاصی مطابق با پای آزمودنی و همچنین همراه با حمایت کننده‌ی قوس کف پا) ساخته شدند (شکل ۱).



شکل ۱: توکفشی‌های پرینت‌شده از نمای جلو (راست)، کنار (وسط) و مورب (چپ) در ۲ مدل توکفشی معمولی (ردیف بالا) و توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی (ردیف پایین)

پردازش داده‌ها: با استفاده از نرم‌افزار مگاوین نسخه ۳/۱ سیگنال‌های خام الکترومیوگرافی تجزیه‌وتحلیل شدند. ابتدا داده‌ها به منظور حذف نویزهای اضافی با فیلتر میان‌گذر ۴۵۰-۲۰ هرتز پیش‌پردازش شدند (مورلی و همکاران، ۲۰۱۰؛ اوکانور[2] و همکاران، ۲۰۰۶). پس از برش فازهای مختلف و یک‌سویه کردن[3] سیگنال فعالیت عضلات، برای نرمالیزه کردن داده‌ها در حوزه‌ی دامنه (آمپلی‌تود) تمامی اعداد به میانگینِ حداکثر فعالیت ۶ سیکل راه رفتن پابرهنه در همان فاز تقسیم شدند (روش نرمالسازی دینامیک و زیربیشینه) (هاگ[4]، ۲۰۱۱). یک سیکل کامل راه رفتن به زیرفازهای مرحله‌ی تماس پاشنه[5] شامل ۱۵-۰ درصد ابتدائی سیکل، مرحله‌ی میداستانس/ پیشروی[6] شامل ۶۰-۱۵ درصدی سیکل و مرحله‌ی نوسان شامل ۱۰۰-۶۰ درصدی سیکل راه رفتن تقسیم‌بندی شد (چومانوف[7] و همکاران، ۲۰۱۲) و برای این مراحل شاخص حداکثر فعالیت نرمالیزه شده محاسبه گردید.

روش آماری: ابتدا برای محاسبه‌ی میزان پایایی متغیرهای وابسته از آزمون ضریب پایایی درون طبقه‌ای و روش طبقه‌بندی مانرو جهت تعیین شدت پایایی متغیرها بین ۶ تکرار حرکت راه رفتن استفاده شد (صلواتی و همکاران، ۲۰۰۹). در ادامه و پس از بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون شاپیرو-ویلک و اطمینان از همگنی واریانس‌ها توسط آزمون لِوِن، از آزمون آماری تجزیه‌وتحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری با آزمون تعقیبی ضریب تصحیح بونفرونی برای مقایسه‌ی متغیرهای وابسته بین وضعیت‌های راه رفتن با کفش، کفش با توکفشی معمولی و کفش با توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی استفاده شد ($P<۰/۰۱۶۷$).

یافته‌ها

بررسی میزان پایایی متغیرهای وابسته: نتایج آزمون ضریب پایایی درون کلاسی نشان داد که میزان پایایی حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضلات منتخب ناحیه ساق پای برتر

1. Shore stiffness
2. O'Connor
3. Full-wave rectification
4. Hug
5. Heel contact
6. Midstance/Propulsion
7. Chumanov

در مراحل مختلف راه‌رفتن در محدوده‌ی ۰/۹-۰/۷ و میزان پایایی داده‌های سطح راحتی نیز در همین محدوده و برابر با ۰/۷۶۹ بود (جدول ۱). این نتایج نشان دهنده‌ی میزان پایایی بالای متغیرهای مورد بررسی حین حرکت راه‌رفتن می‌باشد.

جدول ۱: بررسی میزان پایایی متغیرهای وابسته با استفاده از شاخص آزمون ضریب پایایی درون کلاسی

عضله/ متغیر	مرحله تماس پاشنه	مرحله میداستانس/ پیشروی	مرحله نوسان
درشت‌نئی قدامی	۰/۸۱۰	۰/۷۸۳	۰/۸۲۷
نازک‌نئی طویل	۰/۷۹۱	۰/۸۰۷	۰/۷۶۵
دوقلوی داخلی	۰/۸۳۶	۰/۷۷۲	۰/۷۹۴
سطح راحتی		۰/۷۶۹	

مقادیر درج‌شده بدون واحد می‌باشند.

مقایسه‌ی حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شده‌ی عضلات در مرحله‌ی تماس پاشنه بین وضعیت‌های مختلف: نتایج آزمون تجزیه و تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری نشان داد که تفاوت معناداری در مقدار حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضلات درشت‌نئی قدامی، نازک‌نئی طویل و دوقلوی داخلی در مرحله‌ی تماس پاشنه بین وضعیت‌های کفش، کفش با توکفشی معمولی و کفش با توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی حین راه‌رفتن وجود ندارد (P>۰/۰۱۶۷) (جدول ۲).

جدول ۲: مقایسه‌ی حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضلات در مرحله‌ی تماس پاشنه بین وضعیت‌های مختلف (میانگین ± انحراف استاندارد)

عضله	کفش	کفش با توکفشی معمولی	کفش با توکفشی اختصاصی
درشت‌نئی قدامی	۰/۹۴۳ ± ۰/۱۳۵	۰/۹۷۵ ± ۰/۱۲۴	۰/۸۸۶ ± ۰/۱۱۴
نازک‌نئی طویل	۰/۹۶۳ ± ۰/۱۳۱	۰/۹۲۷ ± ۰/۱۴۱	۰/۸۹۴ ± ۰/۱۲۷
دوقلوی داخلی	۱/۰۷۳ ± ۰/۱۴۵	۰/۹۶۵ ± ۰/۱۲۲	۱/۰۲۱ ± ۰/۱۳۹

مقادیر درج شده بدون واحد می‌باشند.

مقایسه‌ی حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضلات در مرحله‌ی میداستانس/ پیشروی بین وضعیت‌های مختلف: نتایج آزمون تجزیه و تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری نشان داد که در مرحله‌ی میداستانس/ پیشروی تفاوت معناداری در مقدار حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضله نازک‌نئی طویل بین وضعیت‌های کفش و کفش با توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی حین راه‌رفتن وجود دارد (P=۰/۰۰۵). در مقابل، تفاوت معناداری در مقدار حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضلات درشت‌نئی قدامی و دوقلوی داخلی در مرحله‌ی میداستانس/ پیشروی بین وضعیت‌های مختلف حین راه رفتن مشاهده نشد (P>۰/۰۱۶۷) (جدول ۳).

جدول ۳: مقایسه‌ی حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضلات در مرحله‌ی میداستانس/ پیشروی بین وضعیت‌های مختلف (میانگین ± انحراف استاندارد)

عضله	کفش	کفش با توکفشی معمولی	کفش با توکفشی اختصاصی
درشت‌نئی قدامی	۰/۹۳۵ ± ۰/۱۴۱	۰/۹۷۱ ± ۰/۱۴۵	۰/۸۸۱ ± ۰/۱۲۵
نازک‌نئی طویل	۰/۹۶۹ ± ۰/۱۱۹*	۰/۹۳۲ ± ۰/۱۳۳	۰/۸۷۷ ± ۰/۱۱۶*
دوقلوی داخلی	۰/۹۱۱ ± ۰/۱۲۹	۰/۹۵۹ ± ۰/۱۵۱	۰/۸۹۶ ± ۰/۱۳۵

مقادیر درج‌شده بدون واحد می‌باشند.

علامت * نشان‌دهنده‌ی تفاوت معنادار بین وضعیت‌ها با یکدیگر است (P<۰/۰۱۶۷).

مقایسه‌ی حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضلات در مرحله‌ی نوسان بین وضعیت‌های مختلف: نتایج آزمون تجزیه و تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری نشان داد که در مرحله‌ی نوسان تفاوت معناداری در مقدار حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضله درشت‌نئی قدامی بین وضعیت‌های کفش با توکفشی معمولی و کفش با توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی حین راه‌رفتن وجود دارد (P=۰/۰۱۴). در مقابل، تفاوت معناداری در مقدار حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضلات نازک‌نئی طویل و دوقلوی داخلی در مرحله‌ی نوسان بین وضعیت‌های مختلف حین راه‌رفتن مشاهده نشد (P>۰/۰۱۶۷) (جدول ۴).

جدول ۴: مقایسه‌ی حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضلات در مرحله‌ی نوسان بین وضعیت‌های مختلف (میانگین ± انحراف استاندارد)

عضله	کفش	کفش با توکفشی معمولی	کفش با توکفشی اختصاصی
درشت‌نئی قدامی	۱/۰۲۵ ± ۰/۱۵۱	۱/۰۸۱ ± ۰/۱۳۱*	۰/۹۳۹ ± ۰/۱۲۶*
نازک‌نئی طویل	۱/۱۱۰ ± ۰/۱۴۶	۱/۰۳۲ ± ۰/۱۵۳	۱/۰۷۰ ± ۰/۱۳۳
دوقلوی داخلی	۱/۰۴۳ ± ۰/۱۵۲	۱/۰۹۰ ± ۰/۱۴۱	۰/۹۸۶ ± ۰/۱۲۹

مقادیر درج شده بدون واحد می‌باشند.

علامت * نشان‌دهنده‌ی تفاوت معنادار بین وضعیت‌ها با یکدیگر می‌باشد (P<۰/۰۱۶۷).

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده فوری از توکفشی طراحی شده اختصاصی بر میزان فعالیت الکتریکی عضلات منتخب ناحیه ساق پای کودکان چاق حین راه‌رفتن بود.

نتایج این پژوهش نشان داد که مقدار حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضله نازک‌نئی طویل در مرحله‌ی میداستانس/ پیشروی در وضعیت کفش با توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی نسبت به وضعیت تنهاکفش و همچنین مقدار حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضله درشت‌نئی قدامی در مرحله‌ی نوسان در وضعیت تنهاکفش با توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی نسبت به وضعیت کفش با توکفشی معمولی کاهش معناداری حین راه‌رفتن می‌یابد. با این‌که برای سایر مقادیر تفاوت معناداری مشاهده نشد؛ اما باید توجه داشت که به‌طورکلی مقدار حداکثر فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضلات منتخب ناحیه ساق پا در مراحل مختلف در وضعیت تنهاکفش با توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی نسبت به دو وضعیت دیگر کم‌تر بود. این نتایج با نتایج مطالعات مورلی و همکاران (۲۰۰۹)، (۲۰۱۰) و اسماعیلی و همکاران (۲۰۱۴ الف) همسو و با نتایج برخی از مطالعات ناهمسو بود (عزیزپور و عنبریان، ۲۰۱۲). مورلی و همکاران (۲۰۰۹) در یک مطالعه‌ی مروری بیان کردند که استفاده از انواع توکفشی بر جنبه‌های الکترومایوگرافیکی و بیومکانیکی حرکت اثرگذار هستند. در یک پژوهش دیگر، مورلی و همکاران (۲۰۱۰) نشان دادند که توکفشی‌های رایج و پیش‌ساخته با شیب داخلی می‌توانند الگوی فعالیت عضلات ناحیه‌ی ساق پای افراد دارای کف پای صاف را به سمت الگوی فعالیت همین عضلات در افراد سالم سوق بدهند. اسماعیلی و همکاران (۲۰۱۴ الف) نیز با بررسی اثرات بلندمدت استفاده از کفی طبی بر سطح فعالیت عضلات ناحیه ساق پای افراد دارای کف پای صاف، مشاهده کردند که استفاده بلندمدت از کفی طبی باعث تغییر و

کاهش سطح فعالیت عضلات این ناحیه و ایجاد سازگاری‌های ثانویه می‌شود (اسماعیلی و همکاران، ۲۰۱۴ الف). در مقابل، عزیزپور و عنبریان (۲۰۱۲) مشاهده کردند که استفاده از توکفشی نرم تغییر معناداری روی متغیرهای الکترومایوگرافیکی عضلات ناحیه ساق پای افراد دارای پای سوپی‌نیت ایجاد نمی‌کند؛ اما پاسخ افراد به این نوع مداخله متنوع اعلام شد. به هر حال، باید توجه داشت که این دسته از مطالعات به بررسی اثرات فوری استفاده از توکفشی بر سطح فعالیت عضلات ناحیه ساق پای کودکان چاق نپرداخته‌اند.

برای توجیه نتایج مربوط به میزان حداکثر فعالیت عضلات ناحیه ساق، باید توجه شود که برخی مطالعات نشان داده‌اند که کفی طبی باعث بازچینش ساختار اسکلتی پا شده و با تغییر در مسیر حرکتی ترجیحی[1] همراه است. این مسئله ممکن است بر عملکرد عضلات در مواجهه با این عامل مداخله‌ای (توکفشی) و متناسب با تغییر مسیر حرکتی ترجیحی اثر گذاشته و دچار تغییر و کاهش فعالیت عضلانی شود (اسماعیلی و همکاران، ۲۰۱۴ الف؛ نیگ[2] و همکاران، ۱۹۹۹). با این حال، در پژوهش حاضر کاهش اندکی در میزان فعالیت عضلات ساق پا حین استفاده از توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی مشاهده شد که این مسئله ممکن است به دلیل ایجاد سازگاری‌های عصبی اندکی باشد که ایجاد شده است. البته این تغییرات هر چند اندک حین استفاده فوری نیز می‌توانند باعث تغییر در الگوهای سیستم عصبی- عضلانی و بازسازی سازگارانه مدارهای حرکتی در نتیجه استفاده بلندمدت از کفی طبی شوند (اسماعیلی و همکاران، ۲۰۱۴ الف).

استفاده از توکفشی یکی از رایج‌ترین راههای درمان ناهنجاری‌های پا و ناکارآمدی‌های بیومکانیکی پا است (مورلی و همکاران، ۲۰۱۰). یکی از محدودیت‌های پژوهش حاضر بررسی اثر فوری توکفشی در کودکان چاق بود. این در حالی است که استفاده از توکفشی به‌عنوان یک روش درمانی بلندمدت شناخته می‌شود؛ زیرا ممکن است پاسخ سیستم حرکتی بدن انسان به استفاده بلندمدت از توکفشی متفاوت از واکنش فوری به این نوع مداخله باشد (اسماعیلی و همکاران، ۲۰۱۴ ب). از دیگر محدودیت‌های پژوهش حاضر عدم بررسی عضلات عمقی و یا سایر عضلات ناحیه ساق و یا نواحی دیگر بود. به علاوه، تجزیه و تحلیل کینماتیکی و کینتیکی حرکت نیز می‌توانست به درک تغییرات ایجاد شده حین استفاده از توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی کمک نماید. مطالعات آتی جهت رفع محدودیت‌های پژوهش حاضر ضروری به نظر می‌رسد.

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که استفاده از توکفشی طراحی شده‌ی اختصاصی باعث کاهش سطح فعالیت عضلات منتخب ناحیه ساق پا در کودکان چاق می‌شود. کاهش سطح فعالیت عضلات، ممکن است سبب به تأخیر انداختن خستگی و کاهش انرژی مصرفی در این افراد شود. این تغییرات احتمالاً اثرات مثبتی برای کودکان چاق حین انجام فعالیت‌های روزانه داشته باشد؛ هر چند که با توجه به محدودیت‌های پژوهش حاضر، مطالعات تکمیلی در این زمینه ضروری می‌باشد.

تشکر و قدردانی

این مقاله مستخرج از رساله دوره دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا است. نگارندگان، بدین‌وسیله از تمامی آزمودنی‌هایی که در انجام این تحقیق با ما همکاری نمودند، صمیمانه سپاسگزاری می‌کنند.

References

Amanollahi, A., Sohrabi, M., Montazeri, A., Abadi, A., Kolahi, A. (2011). "Prevalence of obesity and overweight in girls of primary school". Payesh, 11(1): 89-95. (in Persian)

Anbarian, M., Esmaeili, H. (2016). "Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types". Gait Posture, 48: 52–6.

Asadi Noghabi, F. (2011). "Prevalence of obesity and overweight among children in Bandar Abbas". Hormozgan Univ Med Sci, 15(3): 218-226. (in Persian)

1 Preferred movement path
2. Nigg

Azizpour, S., Anbarian, M. (2012). "Effects of soft orthotics on sEMG activity of superficial leg muscles during walking with supinated feet". Sci J Kurdistan Univ Med Sci, 17(3): 11-19. (in Persian)

Buldt, A.A.K., Allan, J.J., Landorf, K.B., Menz, H.B. (2018). "The relationship between foot posture and plantar pressure during walking in adults: a systematic review". Gait Posture, 62: 56–67.

Butterworth, P.A., Urquhar,t D.M., Landorf, K.B., Wluka, A.E., Cicuttini, F.M., Menz, H.B. (2015). "Foot posture, range of motion and plantar pressure characteristics in obese and non-obese individuals". Gait Posture, 41(2): 465–9.

Chumanov, E.S., Wille, C.M., Michalski, M.P., Heiderscheit, B.C. (2012). "Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased". Gait Posture, 36(2): 231–5.

Erdfelder, E., Faul, F., Buchner, A. (1996). "GPOWER: A general power analysis program". Behav Res methods, instruments, Comput, 28(1): 1–11.

Esmaeili, H., Anbarian, M., Hajilou, B. (2014a). "A comparison of immediate and long-term effects of orthoses on leg muscles co-contraction ratio among individuals with pes planus during walking". J Res Sport Rehabil Sci, 2(3): 31–9 . (in Persian)

Esmaeili, H., Anbarian, M., Salari Esker, F., Hajiloo, B., Sanjari, M. (2014b). "Long-term effects of foot orthoseson leg muscles activity in individuals with pesplanus during walking". Sci J Kurdistan Univ Med Sci, 19(1): 88-98. (in Persian)

Esna-Ashari, F., Shafiean, M., Leila, T.(2016). "Obesity and overweight among primary school children". Payesh, 1: 69-77. (in Persian)

Gholami Borujeni, B., Yalfani, A. (2020). "Effect of Respiratory Muscle Training Session on Ankle Muscle Activity in Athletes with Chronic Low Back Pain Performing Overhead Squats: A Randomized Controlled Trial." International journal of evidence-based healthcare 18(2): 256-64.

Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G. (2000). "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures". J Electromyogr Kinesiol, 10(5): 361–74.

Hoffman, M., Schrader, J., Applegate, T., Koceja, D. (1998). "Unilateral Postural Control of the Functionally Dominant and Nondominant Extremities of Healthy Subjects". J Athl Train, 33(4): 319–22.

Hug, F. (2011). "Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?" J Electromyogr Kinesiol, 21(1): 1–12.

Kelishadi, R., Ardalan, G., Gheiratmand, R., Majdzadeh, R., Hosseini, M., Gouya, M., et al. (2008). "Thinness, overweight and obesity in a national sample of Iranian children and adolescents: CASPIAN Study". Child Care Health Dev, 34(1): 44–54.

Kosonen, J., Kulmala, J.P., Müller, E., Avela, J. (2017) "Effects of medially posted insoles on foot and lower limb mechanics across walking and running in overpronating men". J Biomech, 54: 58–63.

Marie, N., Fleming, T., Robinson, M., Thomson, B., Graetz, N., Margono, C., et al. (2014). "Global, regional, and national prevalence of overweight and obesity in children and adults during 1980–2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013". Lancet, 384(9945): 766–81.

Moghadasi, M., Naser, K., Shakerian, S., Razavi, A. (2011). "Prevalence of overweight, obesity and physical fitness in Shiraz adolescents". Iran J Endocrinol Metab, 12(5):476-482. (in Persian)

Mündermann, A., Wakeling, J.M., Nigg, B.M., Humble, R.N., Stefanyshyn, D.J. (2006). "Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity". Gait Posture, 23(3): 295–302.

Murley, G.S., Landorf, K.B., Menz, H.B.(2010). "Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? " Clin Biomech, 25(7): 728–36.

Murley, G.S., Landorf, K.B., Menz, H.B., Bird, A.R. (2009). "Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review". Gait Posture, 29(2): 172–87.

Nabavi, M., Karimi, B., Ghorbani, R., Mazloum Jafarabadi, M., Talebi, M. (2020). "Prevalence of obesity and some related factors among students aged 7 to 12 in Semnan, Iran". Payesh, 9(4): 443–51.

Nigg, B., Nurse, M., Stefanshyn, D. (1999). "Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities". Med Sci Sport Exerc, 31(7): S421–8.

O'Connor, K.M., Price, T.B., Hamill, J. (2006). "Examination of extrinsic foot muscles during running using mfMRI and EMG". J Electromyogr Kinesiol, 16(5): 522–30.

Ogden, C.L., Carroll, M.D., Flegal, K.M. (2008). "High body mass index for age among US children and adolescents, 2003-2006". Jama, 299 (20): 2401–5.

Prickett, C., Brennan, L., Stolwyk, R. (2015). "Examining the relationship between obesity and cognitive function: a systematic literature review". Obes Res Clin Pract, 9(2): 93–113.

Rahimi, A., Ghadirian, F., RezaSoltani, A., Khalkhali Zavieh, M. (2012). "Relationship between the medial longitudinal arch and the thoracic and lumbar curvatures with the static and dynamic stability in obese females". Sci J Rehabil Med, 1(2):15-22. (in Persian)

Ribeiro, P., Gonçalves, S., Neri, R., Lima, R.M., Carpes, F.P., Cristina, A., et al. (2018). "Childhood obesity is associated with altered plantar pressure distribution during running". Gait Posture, 62: 202–5.

Rubinstein, M., Eliakim, A., Steinberg, N., Nemet, D., Ayalon, M., Zeev, A., etal (2017). "Biomechanical characteristics of overweight and obese children during five different walking and running velocities". Footwear Sci, 21(11): 1–12.

Sabet Sarvestani, R., Kargar, M., Kaveh, M., Tabatabaee, H. (2007). "Effect of behavior modification programme on eating behaviors in obese adolescent female students". Iran J Nurs Res, 2(6):13-18. (in Persian)

Sabzi, A.H. (2019). "Comparison of Components of Physical Fitness, Motor Skills, and Perceived Physical in obese and Non-obese children". Q J Child Ment Heal, 5(4): 169-182. (in Persian)

Salavati, M., Hadian, M.R., Mazaheri, M., Negahban, H., Ebrahimi, I., Talebian, S., et al. (2009). "Test-retest reliabty of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability". Gait Posture, 29(3): 460–4.

Samimi, H., Anbarian, M., Kersting, UG. (2014). "The effect of foot wedges on postural sway and lower limb Muscle activity". Int J Sport Stud, 4(12): 1442–9.

Sedighi, A.R., Anbarian M., Ghasemi M.H. (2019). "Electromyography Activity of Selected Leg-Dominant Lower Limb Muscles during Stance Phase of Running on Treadmill and Overground." Turkish Journal of Sport and Exercise 21(1): 46–51.

Soares, D.P., de Castro, M.P., Mende,s E., Machado, L. (2014). "Influence of wedges on lower limbs' kinematics and net joint moments during healthy elderly gait using principal component analysis". Hum Mov Sci, 38: 319–30.

Song-hua, Y., Lu, W., Kuan, Z. (2017). "Effects of different movement modes on plantar pressure distribution patterns in obese and non-obese Chinese children". Gait Posture, 57: 28–34.

Van Gheluwe, B., Dananberg, H.J. (2004). "Changes in plantar foot pressure with in-shoe varus or valgus wedging". J Am Podiatr Med Assoc, 94(1): 1–11.

Williams, D., McClay, I. (2000). "Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity". Phys Ther, 80(9): 864–71.

Yan, S.H., Zhang, K., Tan, G.Q., Yang, J., Liu, Z.C. (2013). "Effects of obesity on dynamic plantar pressure distribution in Chinese prepubescent children during walking". Gait Posture, 37(1): 37–42.