

تأثیر فوری استفاده از کفی Arch support بر مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن در افراد سالم

امیرعلی جعفرنژادگرو^۱، نادر فرهپور^۲، محسن دماوندی^۳

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: سنجش نیروهای عکس‌العمل زمین و سایر شاخص‌های کینتیکی راه رفتن، از ارزش کلینیکی برخوردار است. نوع کفش و کفی در تعامل با این عوامل است. هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی اثر فوری کفی‌های Arch support بر قله نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن‌ها، ایمپالس، نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد در مرحله استقرار راه رفتن در افراد سالم بود.

مواد و روش‌ها: ۱۶ مرد سالم با میانگین سنی 29.4 ± 4.8 سال، میانگین وزنی 77.9 ± 12.6 کیلوگرم و میانگین قد 176.5 ± 5.8 سانتی‌متر در این مطالعه شرکت نمودند. با استفاده از دو صفحه نیرو (۱۰۰۰ هرتز)، مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی فاز استقرار راه رفتن در دو شرایط با و بدون استفاده از کفی اندازه‌گیری شد. سپس متغیرهای قله نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن‌ها، ایمپالس، نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد استخراج شد. آزمون آماری Repeated measures ANOVA در سطح معنی‌داری $P < 0.05$ جهت تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت.

یافته‌ها: پوشیدن کفی موجب کاهش قله مؤلفه عمودی عکس‌العمل زمین در لحظه تماس پاشنه با زمین ($6/9$ درصد وزن بدن، $P = 0.001$) و نرخ بارگذاری عمودی ($8/4$ درصد، $P = 0.020$) شد، اما نیروی جلو برنده (7 درصد نیوتن بر وزن بدن، $P = 0.001$) و ایمپالس قدامی-خلفی ($1/2$ درصد وزن بدن در ثانیه، $P = 0.003$) و ایمپالس عمودی (2 درصد وزن بدن در ثانیه، $P = 0.032$) را افزایش داد.

نتیجه‌گیری: کاهش نیروی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری به وسیله کفی ممکن است خطر آسیب‌های اندام تحتانی ناشی از ایمپالس هنگام راه رفتن را کاهش دهد. استفاده از کفی Arch support می‌تواند با کاهش نیروهای وارد آمده بر بدن، از بروز آسیب‌های ورزشی جلوگیری کند.

کلید واژه‌ها: راه رفتن، نیروی عکس‌العمل زمین، ایمپالس، نرخ بارگذاری، گشتاور آزاد، کفی

ارجاع: جعفرنژادگرو امیرعلی، فرهپور نادر، دماوندی محسن. تأثیر فوری استفاده از کفی Arch support بر مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام

راه رفتن در افراد سالم. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۴؛ ۱۱ (۳): ۱۸۱-۱۷۲

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۴/۵/۳

تاریخ دریافت: ۱۳۹۳/۱۱/۱۵

رسیدن به اولین قله تعریف شده است (۷). گشتاور آزاد نیز به عنوان میزان گشتاور وارد بر پا در محل مرکز فشار حول محور عمودی تعریف می‌شود (۸). مقدار این نیروها و نرخ بارگذاری عمودی آن با آسیب‌های اندام تحتانی مرتبط است. پژوهش‌های پیشین میانگین نرخ بارگذاری عمودی بیشتر از ۷۰ نیوتن بر کیلوگرم بر ثانیه با خطر آسیب‌های استرس فراکچر، بیش از ۷۲ با درد کشککی-رانی و بیشتر از ۱۰۰ با افزایش خطر آسیب‌های نیام کف پای (Plantar fasciitis) در دوندگان مرتبط دانسته‌اند (۹-۱۵). از دیگر مؤلفه‌های مرتبط با آسیب اندام تحتانی، مقادیر گشتاور آزاد است (۱۶). مطالعه Milner و همکاران نشان داد که دوندگان دچار استرس فراکچر هنگام راه رفتن مقدار گشتاور آزاد بالاتری در مقایسه با دوندگان سالم دارند (۱۷). بنابراین، با کاهش نرخ بارگذاری عمودی و گشتاور آزاد هنگام راه رفتن، می‌توان احتمال ایجاد

مقدمه

راه رفتن یکی از فعالیت‌های حرکتی اساسی و بسیار مهم است. هر فرد عادی روزانه به طور متوسط ۵۰۰۰ گام برمی‌دارد (۱). تجزیه و تحلیل مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین (Ground reaction force یا GRF) طی فعالیت‌هایی مانند ایستادن و راه رفتن، اطلاعات با ارزشی در مورد عملکرد صحیح سیستم عضلانی-اسکلتی و کنترل پاسچر فراهم می‌کند (۵-۲). با استفاده از GRF، می‌توان مقدار ایمپالس، نرخ بارگذاری عمودی (Vertical loading rate)، گشتاور آزاد، نیروهای مفصلی، گشتاورهای عضلانی و انتقال انرژی بین اندام‌ها را اندازه‌گیری نمود. ایمپالس برابر است با انتگرال نیروی عکس‌العمل زمین در بازه زمانی مرحله استقرار راه رفتن که با اندازه حرکت بدن معادل است (۶). همچنین، نرخ بارگذاری به عنوان شیب منحنی نیروی عکس‌العمل زمین در

۱- دانشجوی دکتری، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

۲- استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

۳- استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران

Email: naderfarahpour1@gmail.com

نویسنده مسؤول: نادر فرهپور

استفاده از کفی Arch Support، قله مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، مقادیر نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد کاهش و زمان رسیدن به قله‌ها، مقادیر ایمپالس را در سه بعد افزایش می‌دهد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع شبه تجربی و آزمایشگاهی بود و با استفاده از اطلاعات مربوط به تحقیقات پیشین، حجم نمونه ۱۶ نفر برآورد شد تا توان آماری ۰/۸ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ حاصل شود (۲۸، ۲۷). آزمودنی‌های پژوهش شامل ۱۶ مرد سالم بود که به صورت در دسترس از دانشجویان دانشگاه بوعلی سینا همدان انتخاب گردیدند. ۱۶ مشارکت‌کننده با میانگین سنی $۲۹/۴ \pm ۴/۸$ سال، میانگین وزن $۷۷/۹ \pm ۱۲/۶$ کیلوگرم و میانگین قد $۱۷۶/۵ \pm ۵/۸$ سانتی‌متر در مطالعه شرکت کردند. معیارهای ورود به پژوهش شامل نداشتن سوپینیشن یا پرونییشن غیر طبیعی بر حسب شاخص پاسچر یا (داشتن نمره ۰ تا +۵)، قرار داشتن در دامنه سنی ۲۵ تا ۳۵ سال، نداشتن اختلاف طول در اندام تحتانی، نداشتن سابقه جراحی، نداشتن ناهنجاری‌های ساختاری و عدم داشتن سابقه ورزش حرفه‌ای یا ورزش منظم هفته‌ای طی دو سال گذشته و عدم سابقه استفاده از کفی بود (۴۲-۴۴). شرایط خروج از مطالعه شامل احساس خستگی ناشی از فعالیت‌های سنگین در دو روز گذشته، غالب بودن پای چپ و استفاده از داروهای اثرگذار بر هوشیاری در روز ورود به آزمایشگاه بود (۴۵). قبل از اجرای آزمون، اهداف و روش مطالعه برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی برای شرکت در پژوهش را امضا نمودند. طرح پژوهش در کمیته اخلاق در مطالعات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان با شماره ۱۶/۳۵/۹/۵۸۲۶ پ/مورد تأیید قرار گرفت.

کفی مورد استفاده در این پژوهش از نوع Arch support (Longxin, Industrial (huizhou) Ltd, LX-0701-1, Designed in the USA) (شکل ۱). قله ارتفاع قوس طول داخلی در این کفی برابر با ۲۵ میلی‌متر و میزان Posting (بیشترین اختلاف ارتفاع لبه داخلی از لبه خارجی) آن ۱۵ میلی‌متر بود. طول این کفی به اندازه‌ای بود که بخش عقب و میانی پا را پوشش داد و در بخش جلویی پا قرار نداشت. جنس این کفی از نوع سخت بود و به طور کامل قوس پا را پوشش می‌داد. برای هر آزمودنی متناسب با اندازه پای فرد کفی مناسب مورد استفاده قرار گرفت.



شکل ۱. نمای جانب داخلی کفی Arch support مورد استفاده در پژوهش

سرعت حرکت به وسیله کرنومتر (کرنومتر فوکس، DI18 Fox، ساخت کشور چین) کنترل گردید و در نهایت با استفاده از چهار عدد دوربین Vicon و مارکرهای منعکس‌کننده نور، سرعت و طول گام محاسبه شد. برای ثبت و تحلیل اطلاعات کینماتیکی راه رفتن، دستگاه تحلیل سه بعدی Vicon

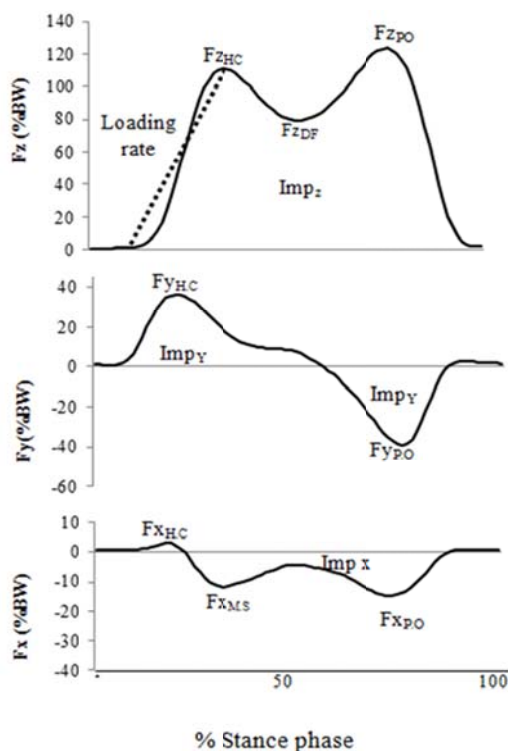
آسیب‌های اندام تحتانی در افراد مستعد را به حداقل رساند (۱۸، ۷). یکی از شیوه‌های ایجاد تغییر در نیروهای عکس‌العمل و نرخ بارگذاری، استفاده از کفی است. برخی پژوهش‌ها نشان داده‌اند که اولین قله نیروی عکس‌العمل عمودی و نرخ بارگذاری آن در راه رفتن و دویدن هنگام استفاده از کفی متداول (اتیل وینیل استات)، کفی تسکین دهنده فشار (Pressure relief insoles) و کفی نیمه سخت کاهش می‌یابد (۲۱-۱۹). با این حال، Nigg و همکاران گزارش نمودند که چهار نوع مختلف کفی ویسکوالاستیک اثر قابل ملاحظه‌ای بر روی ارزش‌های عددی متغیرهای کینتیکی نداشته‌اند (۲۲). در مقابل، بیان شده است که کفی با روکش پرون سبب افزایش قله اولیه نیروی عکس‌العمل عمودی زمین طی راه رفتن می‌شود (۱۹). یکی از دلایل متفاوت بودن نتایج پژوهش‌های گذشته ممکن است به دلیل ساختار متفاوت کفی و روش‌شناسی متفاوت در این پژوهش‌ها باشد. به عنوان مثال برخی مطالعات تمامی متغیرهای زمانی-فضایی راه رفتن از جمله سرعت، طول گام و تواتر گام را کنترل نکرده‌اند (۲۰، ۱۹)؛ در حالی که سرعت و طول گام، رابطه مثبت و معنی‌داری با قله نیروهای عکس‌العمل دارند (۲۳-۲۶).

اگرچه کفی‌ها در کنترل حرکات پا شامل میزان اورژن پاشنه و چرخش تیبیا در افراد سالم اثرگذار هستند (۳۷)، اما اثر این مداخلات درمانی در میزان تغییرات تمام مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین مشخص نیست و بیشتر مطالعات، تنها مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل را مورد بررسی قرار داده‌اند (۲۱، ۱۹). علاوه بر این، باید در نظر داشت که مؤلفه‌های افقی نیروی عکس‌العمل زمین نیز در رویداد استرس فراکچر مهم هستند (۲۹، ۲۸). از دیگر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل که در بررسی اثرات کفی کمتر مورد توجه قرار گرفته است، زمان‌بندی این مؤلفه‌ها و مقادیر گشتاور آزاد است. زمان‌بندی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین با چگونگی کنترل وظیفه حرکتی (۳۱، ۳۰) و گشتاور آزاد نیز با بارهای پیچشی وارد بر پا مرتبط است (۱۸).

کفی Arch support جهت اصلاح راستای بیومکانیکی با هدف کاهش پرونییشن اضافه یا توصیه می‌شود (۳۳-۳۲). بسیاری از مراکز تجاری در تبلیغات خود خاصیت جذب شوک و افزایش پایداری پا را برای این نوع کفی بیان می‌نمایند (۳۵). برخی از مطالعات کاهش درد را به دلیل استفاده از کفی Arch support در افراد بیمار گزارش نموده‌اند (۳۶). با توجه به ساختار این نوع کفی که از قوس طولی داخلی پا در صفحه فرونتال حمایت می‌نماید، شاید قادر به کاهش مقادیر مؤلفه داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین و مقادیر گشتاور آزاد باشد.

با این وجود، به دلیل تناقض‌های موجود در ارتباط با اثرات کفی بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و همچنین عدم وجود مطالعه در ارتباط با اثرات کفی Arch support بر قله نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن‌ها، ایمپالس، نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد، بررسی این متغیرها ضروری است. با توجه به تفاوت‌های بیومکانیکی بین زنان و مردان در طی حرکات روزمره (۳۹-۳۷) و به این دلیل که کفی‌های سخت در مقایسه با کفی‌های نرم کنترل پوسچر دینامیکی بهتری (شاید به دلیل قرار دادن بهتر پا در وضعیت طبیعی) را دارا می‌باشند (۴۱، ۴۰)، پژوهش حاضر تنها بر روی مردان سالم انجام گرفت و کفی Arch support مورد استفاده نیز از نوع سخت انتخاب شد. هدف از انجام پژوهش، بررسی اثر فوری کفی Arch support بر نیروهای عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن در افراد سالم بود. در این مطالعه فرضیه محقق بر آن بود که

تصادفی و با سرعت معمولی راه رفتند و اطلاعات کینماتیکی و کینماتیکی آن‌ها ثبت گردید. در پژوهش حاضر نوع کفش (طرح ASICS) برای تمام آزمودنی‌ها یکسان بود و با توجه به شماره پای آن‌ها انتخاب شد. آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان به عنوان محل اجرای پژوهش انتخاب گردید. داده‌های کینماتیکی به دست آمده با استفاده از فیلتر پایین گذر با ترورت سطح چهار و بدون اختلاف فازی (Fourth order Butterworth low pass filter, zero lag) با فرکانس برش ۶ هرتز هموار شدند. سیگنال‌های صفحه نیرو به دست آمده با استفاده از فیلتر پایین گذر با ترورت سطح چهار و بدون اختلاف فازی با فرکانس برش ۲۰ هرتز هموار شدند (۳۰). متغیرهای قله نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن‌ها، ایمپالس، نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد نیز اندازه‌گیری گردید. برای متغیرهای GRF سه مؤلفه عمودی، سه مؤلفه داخلی-خارجی و دو مؤلفه قدامی-خلفی استخراج گردید. برای نیروهای عکس‌العمل زمین، در راستای عمودی سه نقطه شامل مقدار قله نیروی عمودی در لحظه تماس اولیه (FzI.C) (Initial contact)، میانه فاز استقرار (FzM.S) (Mid stance) و فاز پیش‌رونده (FzP.O) (Push off)، در راستای قدامی-خلفی دو نقطه قله [پیشروی (FyP.O) و ترمز (FyI.C)] و در راستای داخلی-خارجی سه نقطه قله (Fxi.C, Fxi.S, Fxi.O) محاسبه شدند (شکل ۳). همه نیروهای GRF بر حسب وزن فرد همسان‌سازی شدند و در پای غالب مورد تحلیل قرار گرفتند.



شکل ۳. اجزای مختلف هر یک از مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل در منحنی‌های Fz (عمودی)، Fy (قدامی-خلفی) و Fx (داخلی-خارجی)، ایمپالس و نرخ بارگذاری و قله نیرو (FzI.C) تقسیم بر فاصله زمانی بین تماس پاشنه تا رسیدن به قله

(۱۰۰ هرتز) (Motion Lab Systems, Inc. 15045 Old Hammond) و چهار دوربین سری T مورد استفاده قرار گرفت. برای این منظور لگن و اندام‌های تحتانی چپ و راست با تعداد ۱۶ مارکر منعکس کننده نور به قطر ۱۴ میلی‌متر مشخص شدند. مارکرها با استفاده از نوار چسب دو طرفه بر روی خار خاصه قدامی فوقانی و خلفی فوقانی، یک سوم فوقانی ران راست، یک سوم تحتانی ران چپ، انتهای ران روی ایپیکندیل خارجی، یک سوم فوقانی ساق راست، یک سوم تحتانی ساق چپ، پاشنه (بر روی کفش)، قوزک خارجی و سر متاتارس دوم (بر روی کفش) در دو سمت راست و چپ نصب شدند (شکل ۲).



شکل ۲. موقعیت قرار دادن مارکرها

با استفاده از دو صفحه نیرو Kistler (Kistler AG, Winterthur, Switzerland) با ابعاد (۴۰۰ × ۶۰۰ میلی‌متر مربع) نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت‌های عمودی (Fz)، قدامی-خلفی (Fy) و داخلی-خارجی (Fx) هنگام راه رفتن اندازه‌گیری شد. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز تعیین شد. این دو صفحه نیرو در امتداد یکدیگر و با فاصله ۱ سانتی‌متر از هم در نیمه راه یک مسیر ۲۰ متری به گونه‌ای قرار گرفته بودند که آزمودنی حداقل ۶ گام قبل از رسیدن به صفحه نیرو برمی‌داشت. قبل از شروع ثبت داده‌ها، ابتدا صفحه نیروها کالیبره شدند.

طی راه رفتن با توجه به طول گام و بر اساس آزمایش و خطا، محل شروع راه رفتن جایی انتخاب می‌شد که پاهای راست و چپ آزمودنی به ترتیب و به دنبال هم، هر یک بر روی یک صفحه نیرو قرار گیرد. بدین ترتیب در هر آزمون راه رفتن، GRF هر دو پا ثبت می‌شد و نتایج مربوط به پای غالب جهت تحلیل مورد استفاده قرار می‌گرفت. قبل از اجرای آزمون، جهت ایجاد هماهنگی برای راه رفتن با کفی، هر آزمودنی حدود ۵ دقیقه با کفی در سطح آزمایشگاه راه می‌رفت. سپس هر آزمودنی شش بار با کفش و شش بار با کفش + کفی به طور

جدول ۱. طول گام و سرعت راه رفتن طی شرایط با و بدون استفاده از کفی

P	متغیر	
	بدون کفی میانگین ± انحراف معیار	با کفی میانگین ± انحراف معیار
۰/۸۶۶	۰/۸۷ ± ۰/۰۸	۰/۸۶ ± ۰/۱۱
۰/۸۵۴	۱/۳۴ ± ۰/۱۰	۱/۳۵ ± ۰/۱۲

یافته‌ها

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که سرعت راه رفتن و طول گام در دو شرایط بدون استفاده از کفی و استفاده از کفی به لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری نداشت ($P > ۰/۰۵۰$) (جدول ۱). مقادیر ICC برای مؤلفه‌های Fz و Fy بین ۰/۷۳ تا ۰/۹۰ و در مؤلفه‌های Fx در محدوده ۰/۵۵ تا ۰/۸۹ بود که همه موارد به لحاظ آماری معنی‌دار بود ($P < ۰/۰۵۰$).

جدول ۲ میانگین قله مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل همسان‌سازی شده Fx، Fz و Fy در دو شرایط با و بدون پوشیدن کفی را نشان می‌دهد. مؤلفه Fz نیروی عکس‌العمل زمین طی پوشیدن کفی در مقایسه با شرایط بدون استفاده از آن، ۶/۱ درصد کاهش یافت ($D = ۱/۴۳$ ، $P = ۰/۰۰۱$). مقادیر دو مؤلفه FzPO (۶ درصد، $P < ۰/۰۰۱$) و FyIC (۱۲ درصد، $P = ۰/۰۱۱$) به طور معنی‌داری بعد از پوشیدن کفی افزایش پیدا نمود. در سایر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل، پوشیدن کفی تأثیر معنی‌داری نداشت ($P > ۰/۰۵۰$).

در جدول ۳ نتایج مربوط به زمان رسیدن به قله اجزای GRF گزارش شده است. نتایج نشان داد که تنها در زمان رسیدن به مؤلفه نیروی FxIC بین دو شرایط کفی - کفش و کفش و کفش اختلاف معنی‌داری وجود داشت (۰/۸ ثانیه افزایش در شرایط کفی، $D = ۰/۸$ ، $P = ۰/۰۰۸$). در سایر زمان‌های مربوط به دیگر مؤلفه‌ها اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد ($P > ۰/۰۵۰$).

نمودار ۱ نتایج مربوط به Imp_x ، Imp_y و Imp_z را در دو شرایط راه رفتن با و بدون کفی کفش نشان می‌دهد. نتایج نشان داد که در هنگام استفاده از کفی، مقادیر Imp_y ($D = ۰/۸۱$ ، $P = ۰/۰۰۳$) و Imp_z ($D = ۰/۴۴$ ، $P = ۰/۰۳۲$) به طور معنی‌داری افزایش داشت. مقادیر مربوط به Imp_x تغییر معنی‌داری را در هنگام پوشیدن کفی در مقایسه با شرایط عدم استفاده از آن نشان نداد ($P = ۰/۹۰۶$).

اندازه ایمپالس نیز در سه جهت x (Imp_x)، y (Imp_y)، و z (Imp_z) اندازه‌گیری گردید. برای محاسبه اندازه ایمپالس، از روش انتگرال‌گیری Trapezoidal استفاده شد (۶).

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

نرخ بارگذاری عمودی به عنوان شیب بخش اولیه (بین لحظه تماس پاشنه تا اولین قله نیروی عمودی عکس‌العمل زمین) منحنی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین تعریف می‌شود (۷) (شکل ۳). در پژوهش حاضر مقادیر قله گشتاور آزاد با استفاده از رابطه زیر محاسبه گردید (۱۸):

$$M_z + (F_x * COP_y) - (F_y * COP_x) = \text{گشتاور آزاد}$$

ابتدا از آزمون Shapiro-Wilk برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها، آزمون Repeated measures ANOVA برای مقایسه درون گروهی در سطح معنی‌داری $P < ۰/۰۵$ مورد استفاده قرار گرفت. مقادیر ICC (Intraclass correlation coefficient) برای مؤلفه‌های نیرو جهت برآورد میزان تکرارپذیری داده‌های حاصل از دستگاه صفحه نیرو طی کوشش‌های مختلف راه رفتن محاسبه گردید. میزان اندازه اثر در پژوهش حاضر با استفاده از رابطه Cohen's d و به ترتیب زیر محاسبه شد (۴۶):

$$D = \frac{(\text{Mean1} - \text{Mean2}) / (SD1 + SD2) / 2}$$

در این رابطه اگر میزان اندازه اثر ۰/۲ یا کمتر باشد، نشان دهنده تغییرات کم، ۰/۵ نشان از تغییرات متوسط و ۰/۸ نشان دهنده تغییرات بزرگ می‌باشد (۴۶). تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۹ (SPSS Inc., Chicago, IL) انجام شد.

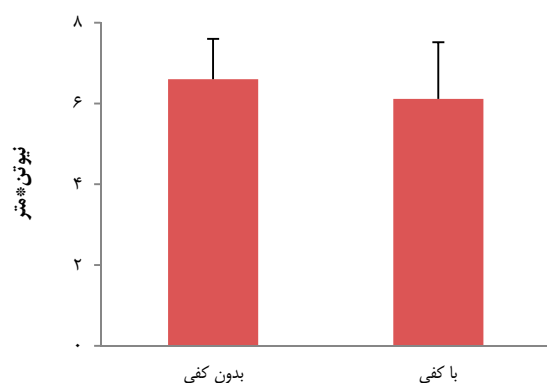
جدول ۲. قله نیروهای عکس‌العمل همسان‌سازی شده Fz، Fy، Fx بر حسب درصدی از وزن بدن در دو شرایط با و بدون پوشیدن کفی طی مرحله استقرار راه رفتن

P	مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل	
	بدون کفی میانگین ± انحراف معیار	با کفی میانگین ± انحراف معیار
۰/۰۰۱	۱۱۱/۹ ± ۴/۴	۱۰۵/۰ ± ۵/۲
۰/۷۲۵	۸۲/۶ ± ۲/۸	۸۲/۲ ± ۴/۲
< ۰/۰۰۱	۱۰۶/۶ ± ۴/۱	۱۱۳/۰ ± ۲/۲
۰/۱۲۰	۹/۹ ± ۲/۱	۸/۸ ± ۲/۷
۰/۹۸۹	۶/۰ ± ۳/۴۱	۶/۰ ± ۳/۵۶
۰/۶۳۰	۷/۴۴ ± ۱/۹۹	۷/۷۱ ± ۲/۹۵
۰/۰۱۱	۲۷/۹۴ ± ۴/۳۶	۳۱/۲۸ ± ۵/۱۱
۰/۴۴۲	۳۴/۶۶ ± ۴/۳۱	۳۵/۳۱ ± ۵/۷۷

جدول ۳. مقایسه زمان رسیدن به قله نیروهای F_x ، F_y و F_z در دو شرایط با و بدون استفاده از کفی طی مرحله استقرار راه رفتن (بر حسب میلی ثانیه)

P	مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل	
	بدون کفی میانگین \pm انحراف معیار	با کفی میانگین \pm انحراف معیار
۰/۳۰۲	۱۸/۸ \pm ۱/۲	۱۸/۴ \pm ۱/۴
۰/۵۶۸	۳۵/۳ \pm ۲/۱	۳۵/۰ \pm ۱/۸
۰/۴۳۷	۵۷/۰ \pm ۳/۸	۵۶/۲ \pm ۴/۲
۰/۰۰۸	۶/۰ \pm ۱/۰	۵/۲ \pm ۱/۰
۰/۱۳۲	۳۱/۷ \pm ۷/۸	۲۸/۰ \pm ۸/۸
۰/۰۸۳	۶۷/۰ \pm ۵/۴	۶۲/۵ \pm ۸/۵
۰/۹۰۷	۶۴/۳ \pm ۳/۱	۶۴/۲ \pm ۳/۰
۰/۷۶۲	۱۴/۱ \pm ۱/۱	۱۴/۰ \pm ۱/۴

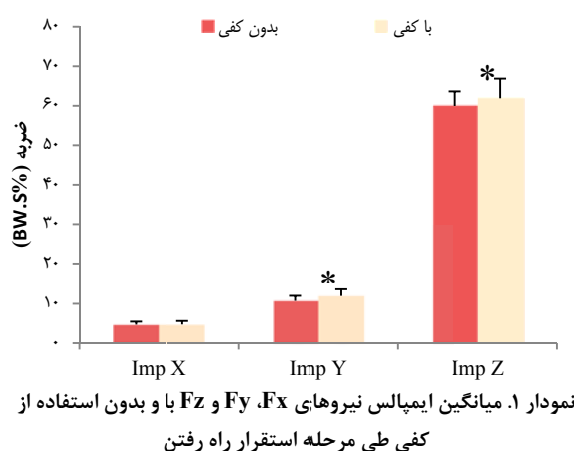
نتایج پژوهش حاضر نشان داد که به طور کلی اثر عامل کفی بر روی تمامی مؤلفه‌های محاسبه شده در پژوهش حاضر به لحاظ آماری معنی‌دار بود ($P < ۰/۰۰۱$).



نمودار ۳. مقادیر قله گشتاور آزاد در دو شرایط با و بدون استفاده از کفی طی مرحله استقرار راه رفتن

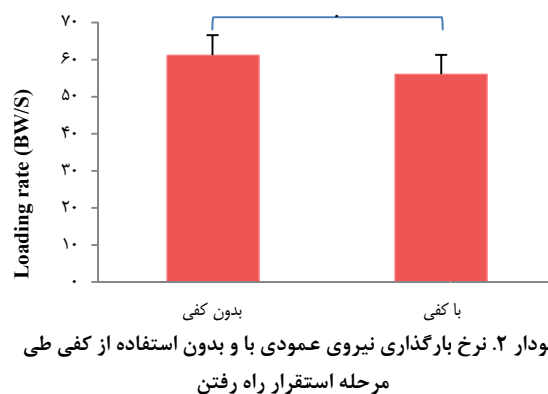
بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی اثر فوری کفی Arch support بر قله نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن‌ها، ایمپالس، نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد در مرحله استقرار راه رفتن در افراد سالم بود. از آنجایی که سرعت راه رفتن و طول گام طی دو شرایط راه رفتن با و بدون کفی اختلافی را نشان نداد، می‌توان بیان نمود که این موارد کنترل شده بودند و در نتیجه پژوهش تأثیری نداشتند. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که پوشیدن کفی به طور معنی‌داری موجب کاهش مقدار نیروی عکس‌العمل F_{zIC} می‌گردد. این نتیجه با نتایج تحقیقات پیشین (۲۱) مطابقت داشت. اسلامی و همکاران کاهش F_{zIC} را هنگام استفاده فوری از کفی گزارش کردند و تأکید نمودند که این مقدار کاهش برای جلوگیری از آسیب ناشی از ایمپالس در راه رفتن کافی نیست (۲۱). همچنین، در پژوهش حاضر پوشیدن کفی موجب افزایش متغیرهای F_{zPO} و F_{yIC} شد (جدول ۱). شاید یکی از دلایل این تغییرات، آن باشد که کفی مورد



نمودار ۱. میانگین ایمپالس نیروهای F_x ، F_y و F_z با و بدون استفاده از کفی طی مرحله استقرار راه رفتن

نمودار ۲ میزان نرخ بارگذاری نیروی عمودی با و بدون استفاده از کفی طی مرحله استقرار راه رفتن را نشان می‌دهد. نرخ بارگذاری نیروی عمودی طی راه رفتن بدون کفی برابر ۶۱/۲ درصد وزن بدن بر ثانیه بود که پوشیدن کفی موجب کاهش ۸/۴ درصد وزن بدن بر ثانیه در این متغیر شد ($P = ۰/۰۲۰$ ، $D = ۰/۹۶$). همچنین، پوشیدن کفی تأثیر معنی‌داری در مقدار گشتاور آزاد وارد بر پا نداشت ($P = ۰/۱۸۹$) (نمودار ۳).



نمودار ۲. نرخ بارگذاری نیروی عمودی با و بدون استفاده از کفی طی مرحله استقرار راه رفتن

در پژوهش حاضر را استفاده فوری از کفی به علت افزایش انطباقی با بیان نمود که در نهایت می‌تواند سبب کاهش احتمال آسیب گردد.

Queen و همکاران در مطالعه خود توصیه نمودند که با استفاده از برنامه تمرینی و طراحی کفش مناسب می‌توان میزان آسیب ناشی از نرخ بارگذاری بالا را به حداقل رساند (۶۰). نتایج پژوهش حاضر نشان داد که کاهش مقادیر نرخ بارگذاری عمودی، ناشی از کاهش قله اولیه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (Impact force) است (جدول ۲) و زمان رسیدن به قله اولیه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین تغییر معنی‌داری را از خود نشان نداده است (جدول ۳).

بر اساس نتایج پژوهش حاضر، در شرایط استفاده از کفی هیچ گونه اختلاف آماری معنی‌داری در مقادیر گشتاور آزاد در مقایسه با شرایط عدم استفاده از کفی طی فاز استقرار راه رفتن وجود ندارد. مقادیر گشتاور آزاد با بارهای پیچشی وارد شده بر بدن در طی حرکات انتقالی مرتبط است (۱۷). Hsu و همکاران گزارش نمودند که پوشیدن کفی موجب کاهش معنی‌دار مقادیر گشتاور آزاد طی کل مرحله استقرار راه رفتن در افراد دارای آرووس جلو پا می‌شود (۵۰) که با نتایج پژوهش حاضر در ارتباط با افراد سالم همسو نبود. اثرات کفی بر مقادیر گشتاور آزاد در افراد سالم طی مطالعات گذشته مورد بررسی قرار نگرفته است، به همین دلیل امکان مقایسه مستقیم نتایج پژوهش حاضر با سایر پژوهش‌ها وجود ندارد.

Chen و همکاران در بررسی اثر ارتزهای پا بر الگوی راه رفتن در افراد دارای کف پای صاف، نشان دادند که استفاده از کفی در کاهش تأثیری در دامنه حرکتی زانو و مچ پا، قله گشتاور واروسی و والگوسی زانو و قله گشتاور پلنتر فلکسوری و دورسی فلکسوری مچ پا ندارد. آن‌ها عنوان نمودند که ارتزها و کفش‌ها در مقایسه با راه رفتن با پای برهنه اثر بیشتری را بر بیومکانیک مفصل مچ پا و اثرات اندکی بر دو مفصل زانو و ران دارد (۶۱). با توجه به نتایج مطالعه حاضر، شاید بتوان بیان نمود که اثر فوری استفاده از کفی حمایت‌کننده قوس داخلی پا، قابلیت اثرگذاری بر بارهای پیچشی وارد شده بر پا را طی راه رفتن در افراد سالم دارا نمی‌باشد. باید توجه داشت که اثبات بهتر این نتایج نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتری دارد. اگرچه در پژوهش حاضر استفاده از کفی اثر فوری به نسبت کمی را در بهبود مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین نشان داد، اما همین تغییرات اندک به دلیل تکرار زیاد در فعالیت‌های روزمره ممکن است برای ایجاد تغییرات کلینیکی کافی باشد (۶۲).

محدودیت‌ها

از جمله محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به استفاده نکردن از آزمودنی‌های مبتلا به کف پای صاف، محدود بودن آزمودنی‌ها به مردان، عدم اندازه‌گیری نیروهای Shear بین پا و کفش اشاره نمود. با توجه به ساختار بیومکانیکی متفاوت بین زنان و مردان و همچنین افراد سالم و بیماران مبتلا به ناهنجاری پا، ممکن است هر یک از گروه‌ها نتایج متفاوتی را در پاسخ به استفاده از این نوع کفی نشان دهند.

پیشنهادها

اجرای پژوهش حاضر در ارتباط با افراد دارای پای پروریت به طور هم‌زمان با سنجش تمامی متغیرهای کینماتیک، کینماتیک و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات

استفاده تنها بخش عقب و میانی پا را حمایت می‌کرد و در بخش ابتدایی فاز استقرار بر دینامیک پا اثرگذار بود و سبب افزایش F_{y1c} شد (۴۷).

با توجه به این‌که کفی مذکور از پروتیشن جلوگیری می‌نماید، ممکن است سبب گردد که پا در اواخر فاز استقرار سخت‌تر شود و مقادیر نیروی هل دادن ($F_{zP.O}$) افزایش یابد (۴۸). نتایج حاکی از آن بود که هیچ یک از سه مؤلفه منحنی F_x در هنگام پوشیدن کفی دچار تغییر نمی‌شود. این یافته‌ها با نتایج مطالعه Miller و همکاران (۴۹) همسو است. آنان گزارش نمودند که پوشیدن کفی در کاهش تأثیری بر مقادیر نیروی عکس‌العمل داخلی-خارجی ندارد و علت آن را این‌گونه بیان نمودند که دامنه اورژن استخوان پاشنه ۵ تا ۱۰ درجه می‌باشد که ممکن است به اندازه کافی بزرگ نباشد تا با توجه به حساسیت صفحه نیرو در مقادیر نیروی عکس‌العمل داخلی-خارجی تفاوت ایجاد نماید (۴۹). نتایج پژوهش Hsu و همکاران نشان داد که پوشیدن کفی موجب کاهش معنی‌دار نیروی عکس‌العمل افقی ($F_{xP.O}$) طی اواخر مرحله استقرار می‌گردد (۵۰) که با نتایج مطالعه حاضر مطابقت نداشت. البته علت احتمالی این موضوع، تفاوت در نوع کفی مورد استفاده و تفاوت در افراد مورد مطالعه در این دو پژوهش است. در مطالعه Miller و همکاران، مقادیر F_{z1c} در نتیجه استفاده از کفی کاهش یافت که این پژوهشگران علت احتمالی آن را اثر Cushioning در اوایل فاز استقرار دانستند (۴۹). این اثر نوعی خاصیت جذب‌کنندگی شوک است که موجب راحتی استفاده از کفی نیز می‌شود (۵۱).

در مطالعه حاضر، زمان‌بندی نیروهای عکس‌العمل زمین تنها در مؤلفه F_{x1c} در هنگام استفاده از کفی، افزایش معنی‌داری را نشان داد و در سایر موارد اختلاف معنی‌داری به لحاظ آماری مشاهده نشد (جدول ۳). برخی از محققین ثبات زمان‌بندی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل طی راه رفتن را به وجود ثبات در برنامه کنترل حرکت مرتبط دانسته‌اند. بدین ترتیب که این ثبات زمان‌بندی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل، منعکس‌کننده برنامه حرکتی است که در آن یک توالی از دستوره‌های حرکتی ذخیره شده برای هر وظیفه مشخص از مغز صادر می‌گردد (۵۲، ۳۱).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که استفاده فوری از کفی موجب افزایش مقادیر Imp_y و Imp_x می‌شود، اما در Imp_x تأثیر معنی‌داری نداشت. علاوه بر این، نرخ بارگذاری نیروی عمودی طی راه رفتن با کفی حدود ۵/۱ درصد وزن بدن بر ثانیه کاهش یافت. از آنجایی که بافت‌های بدن انسان از نوع ویسکوالاستیک هستند، پاسخ بارگذاری آن‌ها وابسته به زمان می‌باشد و در نرخ‌های بارگذاری پایین‌تر، کمتر مستعد آسیب هستند (۵۴، ۵۳). از طرف دیگر، الگوی دویدن و یا راه رفتن و میزان انطباق کل پا یا سفتی کل بدن می‌تواند تحت تأثیر سفتی مفاصل مچ پا، زانو و ران قرار گیرد (۵۶، ۵۵). همچنان که در مدل Mass-spring بیان شده است، انطباق کمتر یا منجر به نرخ بارگذاری بالاتر می‌شود که در نهایت خطر آسیب وارد آمده بر مفاصل و اندام‌های فوقانی را افزایش می‌دهد (۵۷). به عنوان مثال، گزارش شده است که بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو با فلکشن کمتر زانو در طی فاز تماس پاشنه و با میزان نرخ بارگذاری بیشتری در مقایسه با افراد سالم راه می‌روند (۵۸). همچنین، بیمارانی که در آستانه ابتلا به استئوآرتریت هستند، نرخ بارگذاری عمودی بیشتری (بدون افزایش در قله نیروی عکس‌العمل) در مقایسه با گروه شاهد نشان دادند (۵۹). با توجه به مطالب ذکر شده، می‌توان یکی از دلایل کاهش نرخ بارگذاری عمودی

بارگذاری شاید بتواند خطر آسیب اندام تحتانی را کاهش دهد. این کفی در نیروی Fx و گشتاور آزاد تأثیری نشان نداد.

در طی راه رفتن و سایر مهارت‌های ورزشی توصیه می‌شود. همچنین، با بررسی اثرات استفاده طولانی مدت کفی Arch support بر این متغیرها در گروه‌های مختلف و در رده‌های سنی متفاوت، نتایج جامعی را می‌توان در ارتباط با اثرات این نوع کفی حاصل نمود.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر از پایان‌نامه مقطع دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا همدان با کد ثبت ۱۱۳۹۳۶۷ استخراج گردید. بدین وسیله از تمامی افراد شرکت کننده در پژوهش و مسؤولان محترم که در اجرای پژوهش حاضر به ما یاری نمودند، صمیمانه تشکر به عمل می‌آید.

نتیجه‌گیری

کفی مورد استفاده در پژوهش حاضر مقادیر نرخ بارگذاری عمودی را کاهش داد، اما باعث افزایش ایمپالس راستای عمودی و قدامی- خلفی شد. کاهش نرخ

References

1. Bancroft RJ, McDonough T, Shakespeare J, Lynas K. Orthotics. *European Geriatric Medicine* 2011; 2(2): 122-5.
2. Castro MP, Figueiredo MC, Abreu S, Sousa H, Machado L, Santos R, et al. The influence of gait cadence on the ground reaction forces and plantar pressures during load carriage of young adults. *Applied Ergonomics* 2015; 49: 41-6.
3. Henry SM, Fung J, Horak FB. Control of stance during lateral and anterior/posterior surface translations. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions* 1998; 6(1): 32-42.
4. Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1989; (21): 110-4.
5. Lamoureux E, Sparrow WA, Murphy A, Newton RU. The effects of improved strength on obstacle negotiation in community-living older adults. *Gait Posture* 2003; 17(3): 273-83.
6. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research methods in biomechanics*, 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics; 2013.
7. Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of Biomechanics* 1987; 20(2): 147-55.
8. Bleuse S, Cassim F, Blatt JL, Defebvre L, Derambure P, Guieu JD. Vertical torque allows recording of anticipatory postural adjustments associated with slow, arm-raising movements. *Clinical Biomechanics* 2005; 20(7): 693-9.
9. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clinical Biomechanics* 2011; 26(1): 23-8.
10. Zifchock RA, Davis I, Hamill J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *Journal of Biomechanics* 2006; 39(15): 2792-7.
11. Crowell HP, Davis IS. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clinical Biomechanics* 2011; 26(1): 78-83.
12. Pohl MB, Mullineaux DR, Milner CE, Hamill J, Davis IS. Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *Journal of Biomechanics* 2008; 41(6): 1160-5.
13. Cheung RTH, Davis IS. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2011; 41(12): 914-9.
14. Davis IS, Bowser BJ, Hamill J. Vertical impact loading in runners with a history of patellofemoral pain syndrome. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2010; 42(5): 682.
15. Pohl MB, Hamill J, Davis IS. Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine* 2009; 19(5): 372-6.
16. Dalleau G, Allard MS, Beaulieu M, Rivard CH, Allard P. Free moment contribution to quiet standing in able-bodied and scoliotic girls. *European Spine Journal* 2007; 16(10): 1593-9.
17. Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. *Journal of biomechanics* 2006; 39(15): 2819-25.
18. Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* 2009; 1(1): 19.
19. Khanmohammad F, Ghasemi MS, Jafari H, Hajiaghaye B, Sanjari MA. The effect of poron layered insole on ground reaction force in comparison with common insole on subjects with flexible flat foot. *Modern Rehabilitation* 2011; 5(4): 57-64. [In Persian].
20. De castro MP, Abreu S, Pinto V, Santos R, Machado L, Vaz M, et al. Influence of pressure-relief insoles developed for loaded gait (backpackers and obese people) on plantar pressure distribution and ground reaction forces. *Applied Ergonomics* 2014; 45(4): 1028-34.
21. 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.
22. Nigg BM, Herzog W, Read LJ. Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running. *The American Journal of Sports Medicine* 1988; 16(1): 70-6.

23. Chiu MC, Wang MJ. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait and Posture* 2007; 25(3): 385-92.
24. Chung MJ, Wang MJ. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years. *Gait and posture* 2010; 31(1): 131-5.
25. Castro MP, Figueiredo MC, Abreu S, Sousa H, Machado L, Santos R, et al. The influence of gait cadence on the ground reaction forces and plantar pressures during load carriage of young adults. *Applied ergonomics* 2015; 49: 41-6.
26. Martin PE, Marsh AP. Step length and frequency effects on ground reaction forces during walking. *Journal of biomechanics* 1992; 25(10): 1237-9.
27. 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.
28. Dixon SJ, Creaby MW, Allsopp AJ. Comparison of static and dynamic biomechanical measures in military recruits with and without a history of third metatarsal stress fracture. *Clinical Biomechanics* 2006; 21 (4): 412–9.
29. Arangio GA, Beam H, Kowalczyk G, Salathe EP. Analysis of stress in the metatarsals. *Foot and Ankle Surgery* 1988; 4: 123–8.
30. Damavandi M, Dixon PC, Pearsall DJ. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. *Human movement science* 2012; 31(1): 182-9.
31. Begg R, Sparrow W, Lythgo N. Time-domain analysis of foot-ground reaction forces in negotiating obstacles. *Gait and posture* 1998; 7(2): 99-109.
32. Kido M, Ikoma K, Imai K, Tokunaga D, Inoue N, Kubo T. Load response of the medial longitudinal arch in patients with flatfoot deformity: in vivo 3D study. *Clinical Biomechanics* 2013; 28(5): 568-73.
33. Drez D. Running footwear Examination of the training shoe, the foot, and functional orthotic devices. *The American journal of sports medicine* 1980; 8(2): 140-1.
34. Noll KH. The use of orthotic devices in adult acquired flatfoot deformity. *Foot and ankle clinics* 2011; 6(1): 25-36.
35. Windle C, Gregory S, Dixon S. The shock attenuation characteristics of four different insoles when worn in a military boot during running and marching. *Gait and posture* 1999; 9(1): 31-7.
36. Castro-Mendez A, Munuera PV, Albornoz-Cabello M. The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot pronation and lower back pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Prosthetics and Orthotics International* 2013; 37(5): 384-90.
37. Di Stasi SL, Snyder-Mackler L. The effects of neuromuscular training on the gait patterns of ACL-deficient men and women. *Clinical Biomechanics* 2012; 27(4): 360-5.
38. Lyle MA, Valero-Cuevas FJ, Gregor RJ, Powers CM. Control of dynamic foot-ground interactions in male and female soccer athletes: females exhibit reduced dexterity and higher limb stiffness during landing. *Journal of biomechanics* 2014; 47(2): 512-7.
39. Nagai T, Sell TC, Abt JP, Lephart SM. Reliability, precision, and gender differences in knee internal/external rotation proprioception measurements. *Physical Therapy in Sport* 2012; 13(4): 233-7.
40. Qu X. Impacts of different types of insoles on postural stability in older adults. *Applied ergonomics*. 2015; 46: 38-43.
41. Iglesias MEL, de Bengoa Vallejo RB, Pena DP. Impact of soft and hard insole density on postural stability in older adults. *Geriatric Nursing* 2012; 33(4): 264-71.
42. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clinical Biomechanics* 2006; 21(1): 89-98.
43. Kendall JC, Bird AR, Azari MF. Foot posture, leg length discrepancy and low back pain—Their relationship and clinical management using foot orthoses—An overview. *The Foot* 2014; 24(2): 75-80.
44. Duval K, Lam T, Sanderson D. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait and Posture* 2010; 32(4): 637-40.
45. Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. *Gait and Posture* 2008; 28(4): 568-73.
46. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. New York, NY: Academic Press; 2013.
47. 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.
48. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins; 2006.
49. Miller CD, Laskowski ER, Suman VJ. Effect of corrective rearfoot orthotic devices on ground reaction forces during ambulation. In *Mayo Clinic Proceedings* 1996; 71(8): 757-62.
50. Hsu W-H, Lewis CL, Monaghan GM, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Orthoses posted in both the forefoot and rear foot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. *Journal of Biomechanics* 2014; 47(11): 2618-25.
51. Dinato RC, Ribeiro AP, Butugan MK, Pereira IL, Onodera AN, Sacco IC. Biomechanical variables and perception of comfort in running shoes with different cushioning technologies. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2015; 18(1): 93-7.
52. Shapiro DC, Zernicke RF, Gregor RJ, Diestel JD. Evidence for generalized motor programs using gait pattern analysis. *Journal of Motor Behavior* 1981; 13(1): 33-47.
53. Kulin RM, Jiang F, Vecchio KS. Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2011; 4(1): 57-75.

54. Schaffler MB, Radin EL, Burr DB. Mechanical and morphological effects of strain rate on fatigue of compact bone. *Bone* 1989; 10(3): 207-14.
55. Lafortune MA, Hennig EM. Contribution of angular motion and gravity to tibial acceleration. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1991; 23(3): 360-3.
56. Brughelli M, Cronin J. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness: Modelling and recommendations for future research. *Sports Medicine* 2008; 38(8): 647-57.
57. McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics* 1990; 23(1): 65-78.
58. Mundermann A, Dyrby CO, Andriacchi TP. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis and Rheumatism* 2005; 52(9): 2835-44
59. Radin EL, Yang KH, Riegger C, Kish VL, O'Connor JJ. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *Journal of Orthopaedic Research* 1991; 9(3): 398-405.
60. Queen RM, Mall NA, Nunley JA, Chuckpaiwong B. Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. *Gait and Posture* 2009; 29: 582-6.
61. Chen YC, Lou SZ, Huang CY, Su FC. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clinical Biomechanics* 2010; 25(3): 265-70.
62. Mills K, Blanch P, Chapman AR, McPoil TG, Vicenzino B. Foot orthoses and gait: a systematic review and meta-analysis of literature pertaining to potential mechanisms. *British Journal of Sports Medicine* 2010; 44(14): 1035-46.

The Immediate Effects of Arch Support Insole on Ground Reaction Forces during Walking

Amir Ali Jafarnezhadgero¹, Nader Farahpour², Mohsen Damavandi³

Original Article

Abstract

Introduction: Evaluation of ground reaction forces (GRF) and other kinetic parameters have clinical importance. These parameters may cover all possible interaction between shoe type and insole. This study aimed to investigate the immediate effects of arch support insole on GRF and their peak time, impulse, loading rate, and free moment during stance phase of gait in normal individuals.

Materials and Methods: Sixteen healthy male subjects with mean \pm SD age; 29.4 ± 4.8 years, mean \pm SD mass; 77.9 ± 12.6 kg and mean \pm SD height; 176.5 ± 5.8 cm were participated in this study. All parameters were measured using two adjacent Kistler force plates (1000Hz) during stance phase of walking in two different conditions: with and without shoe insole. Maximum GRF and their related peak time, impulse, loading rate, and free moment were recorded. Repeated measure ANOVA was used to analyze the data ($\alpha = 0.05$).

Results: Wearing insole caused reduction the peak vertical GRF (PvGRF) in heel contact phase by 6.9% of body weight (BW) ($P = 0.001$) and the loading rate (8.4%, $P = 0.02$). However, it increased the propulsive force (7% N/BW, $P = 0.001$), anterior-posterior impulse by 1.2% BW ($P = 0.003$) and normal impulse by 2% of BW ($P = 0.032$).

Conclusion: Arch support insole may prevent sport related injuries by reducing the reaction forces during walking.

Keywords: Gait, Ground reaction force, Impulse, Loading rate, Free moment, Insole

Citation: Jafarnezhadgero AA, Farahpour N, Damavandi M. **The Immediate Effects of Arch Support Insole on Ground Reaction Forces during Walking.** J Res Rehabil Sci 2015; 11(3): 172-81.

Received date: 04/02/2015

Accept date: 24/07/2015

1- PhD Candidate, Department of Sports Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran
2- Professor, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran
3- Assistant Professor, Department of Sports Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, Iran

Corresponding Author: Nader Farahpour, Email: naderfarahpour1@gmail.com