

Immediate Effects of Anti-Pronation Foot Orthoses with Different Inclination Angles on Ground Reaction Force Components during Walking

Morteza Madadi-Shad¹ , Nader Farahpour^{2*} , Mahdi Majlesi³ 

1. PhD Student, Sport Biomechanics Department, Faculty of Sports Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran
2. Professor, Sport Biomechanics Department, Faculty of Sports Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran
3. Assistant Professor of Sports Biomechanics, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Hamedan, Iran

Received: 2019.March.04

Revised: 2019. May.01

Accepted: 2019.May.06

Abstract

Background and Aims: Excessive foot pronation is one of the major risk factors for anterior cruciate ligament's injuries. The purpose of the present study was to investigate the immediate effects of anti-pronation foot orthoses with various angles on ground reaction force components during walking.

Materials and Methods: A total of 15 healthy volunteers (age: 28.2±8.8 years; height: 179.5±8.4 cm; weight: 76.3±13.5 kg; BMI: 23.7±9.1 kg/m²) participated in the study. A Vicon motion analysis system, including four cameras, and two Kistler force plates were used to measure the ground reaction force components in walking with shoes without foot orthoses as well as walking with shoes and three different foot orthoses (10°, 15°, and 20° of lateral inclinations).

Results: In foot orthoses with 20° inclination, the ground reaction force in vertical and medial-lateral directions at initial heel contact was greater than those without foot orthoses by 5% (p=0.02) and 110% (p=0.02), respectively. Impulse, loading rate, and free moment were not different between walking with different foot orthoses compared with those of walking without foot orthoses (p>0.05).

Conclusion: The application of anti-pronation foot orthoses (20° inclination) can reduce the loading rate at propulsion; however, it may impose loads to the knee which consequently place the knee on genu varum position, facilitating medial knee osteoarthritis.

Keywords: Foot; Foot orthoses; Ground reaction force; Walking

Cite this article as: Morteza Maddadi-Shad, Nader Farahpour, Mahdi Majlesi. Immediate effects of anti-pronation foot orthoses with different inclination angles on ground reaction force components during walking. J Rehab Med. 2020; 8(4): 92-102.

***Corresponding Author:** Nader Farahpour, Professor, Sport Biomechanics Department, Faculty of Sports Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran
Email: naderfarahpour1@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111558.2064

تأثیرات فوری استفاده از کفی آنتی‌پرونیشن با شیب‌های متفاوت بر مولفه‌های نیروی عکس- العمل زمین در هنگام راه رفتن

مرتضی مددی شاد^۱، نادر فرهپور^{۲*}، مهدی مجلسی^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 بیومکانیک ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد همدان، همدان، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۲/۱۶ *

بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۲/۱۱

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۱۲/۱۳

چکیده

مقدمه و اهداف

پرونیشن بیش از حد پا یکی از عوامل خطر برای پارگی لیگامان ضربدری قدامی زانو است. هدف از مطالعه‌ی حاضر بررسی اثرهای فوری استفاده از کفی آنتی‌پرونیشن با شیب‌های متفاوت بر مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در هنگام راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها

تعداد ۱۵ نفر از افراد سالم به صورت داوطلبانه در مطالعه حاضر شرکت کردند. با استفاده از دستگاه وایکان شامل چهار دوربین و همچنین دو دستگاه صفحه نیروی کیستلر مولفه‌های نیروی عکس‌العمل راه رفتن آزمودنی‌ها با و بدون سه نوع کفی داخل کفش با شیب‌های ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درجه مورد تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که هنگام راه رفتن استفاده از کفی با شیب خارجی ۲۰ درجه سبب افزایش نیروی عکس‌العمل عمودی ($P=0/02$) و داخلی-خارجی ($P=0/02$) شد. همچنین استفاده از کفی‌های مختلف تأثیری در مقادیر متغیرهای تکانه، نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد ایجاد نکرد ($P>0/05$).

نتیجه‌گیری

استفاده از کفی آنتی‌پرونیشن با ۲۰ درجه شیب خارجی، نرخ بارگذاری را در مرحله پیشروی کاهش می‌دهد، اما در مقابل، نیروی عکس-العمل عمودی و افقی رو به خارج را افزایش داده و نیز زانو را در وضعیت واروس قرار می‌دهد که ممکن است با افزایش خطر استئوآرتریت همراه باشد.

واژه‌های کلیدی

پا؛ ارتوز پا؛ نیروی عکس‌العمل زمین؛ راه رفتن

نویسنده مسئول: نادر فرهپور، استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

آدرس الکترونیکی: naderfarahpour1@gmail.com

مقدمه و اهداف

راه رفتن یکی از فعالیت‌های پرتکرار روزمره است که بیشترین توجه متخصصین بیومکانیک و علوم توانبخشی را به خود معطوف داشته است. تعداد تکرار گام‌های راه رفتن می‌تواند بسته به شدت فعالیت افراد روزانه از زیر ۵۰۰۰ تکرار در افراد غیرفعال تا بیش از ۱۲۰۰۰ گام در افراد بسیار فعال متغیر باشد.^[۱] به دلیل تکرار بسیار زیاد گام روزانه و تجمع فشارهای وارد بر مفاصل طی روزهای متمادی، یک فشار مکانیکی غیرعادی در اندازه کوچک نیز می‌تواند به یک خطر جدی برای بروز آسیب در مفاصل اندام تحتانی تبدیل گردد. به همین خاطر، از نظر متخصصین، مقدار کم نیروهای غیرعادی وارد بر مفاصل هنگام راه رفتن نیز از اهمیت کلینیکی برخوردار است.^[۲]

اندازه‌گیری و ارزیابی میزان نیروی وارده بر مفاصل اندام تحتانی در هنگام راه رفتن برای شناسایی عوامل آسیب‌زا و در نتیجه پیشگیری از بروز آسیب‌های مختلف مفاصل از جمله استئوآرتریت همواره مورد توجه متخصصین بوده است.^[۳-۴] در راه رفتن گاهی تا حدود ۱/۵ برابر وزن بدن نیروی عکس‌العمل زمین (GRF) تولید می‌شود که بسته به پارامترهای مختلف بیومکانیکی ممکن است از حد تحمل بافت‌های مفصل فراتر رود.^[۵-۶] اندازه‌گیری سه‌بعدی این نیروها اطلاعات جامع‌تری را در تعیین چگونگی بروز آسیب در هر مفصل فراهم می‌سازد. از بین روش‌های مختلف اندازه‌گیری نیروهای مکانیکی مفاصل، روش دینامیک معکوس که مبتنی بر نیروی عکس‌العمل زمین و اندازه‌های آنتروپومتریکی است، متداول‌ترین روشی است که از دقت و اعتبار مطلوبی برخوردار است.^[۷]

فرهپور و همکاران (۲۰۱۶) نشان دادند که پرونیشن بیش از حد پا باعث افزایش بار وارد بر مفاصل اندام تحتانی می‌شود.^[۸-۹] متعاقباً این افزایش در میزان گشتاور، توان و فعالیت عضلات مختلف اندام تحتانی در هنگام راه رفتن اثرگذار است.^[۸-۹] در هنگام راه رفتن پرونیشن بیش از حد پا منجر به افزایش چرخش داخلی ساق، کاهش قوس طولی داخلی پا، افزایش آبداکشن ساق پا نسبت به ران، قرار گرفتن زانو در وضعیت زانوی ضربدری و نهایتاً اعمال فشار بیشتر بر رباط‌های زانو می‌گردد.^[۱۰-۱۱] مطالعات پیشین پرونیشن اضافی پا هنگام راه رفتن را با بروز سندروم درد کشکی رانی^۱ (PFPS) مرتبط دانسته‌اند.^[۱۲-۱۳] در میان مداخله‌های درمانی رایج، استفاده از کفی با شیب خارجی (آنتی‌پرونیشن) در داخل کفش برای مهار پرونیشن اضافی پا توسط متخصصین ارتوپدی توصیه می‌شود.^[۱۴-۱۵] علی‌رغم آن، هنوز جزئیات اثرات درمانی این کفی به طور دقیق شناسایی نشده است. از طرفی دیگر، برخی از مطالعات نشان داده‌اند که کفی‌های مورد استفاده فقط به مقدار بسیار کمی (حدود ۲ درجه) از پرونیشن اضافی می‌کاهد.^[۱۵] در این رابطه کیو^۲ (۲۰۱۵) گزارش کرد که کفی‌ها با هر مقدار شیب تاثیر معناداری را در قامت و تعادل ایستای فرد ندارد.^[۱۶] با این حال آنها تاکید کردند که کفی‌های با جنس سخت نسبت به کفی‌های نرم از قابلیت بیشتری برای اصلاح ساختار پا برخوردارند.^[۱۶] برخی نیز بر این باور هستند که اثر این کفی‌ها در دوییدن بیشتر از راه رفتن مشهود است.^[۱۷] علی‌رغم این مطالعات، مقدار بهینه ارتفاع سمت داخلی کفی و یا شیب خارجی آن مساله‌ای است که درمانگران و متخصصین با آن روبه‌رو هستند و هنوز مستندات کافی و قطعی در این زمینه وجود ندارد؛ به عبارت دیگر مشخص نیست که چه مقدار شیب خارجی کفی برای هر شخص باید در نظر گرفته شود و یا اثرات قطعی کفی آنتی‌پرونیشن با شیب‌های مختلف بر مولفه‌های مختلف بیومکانیکی به طور کامل مشخص نیست.

هدف از مطالعه‌ی حاضر بررسی اثرات آنتی‌پرونیشن با شیب‌های متفاوت بر مولفه‌های GRF در هنگام راه رفتن بود. فرضیه‌های این پژوهش عبارت بود از اینکه استفاده از کفی موجب کاهش مقدار GRF در جهت داخلی و همچنین موجب کاهش مقدار تکانه و نرخ بارگذاری می‌گردد. مقادیر گشتاور آزاد هنگام استفاده از کفی آنتی‌پرونیشن با شیب‌های مختلف تغییر نمی‌کند.

مواد و روش‌ها

تعداد ۱۵ نفر از افراد سالم در دسترس داوطلبانه در مطالعه حاضر شرکت کردند. میانگین سنی این افراد $28/2 \pm 8/9$ سال، قد $179/5 \pm 8/4$ سانتی‌متر، جرم $76/3 \pm 13/5$ کیلوگرم، شاخص توده بدن $23/7 \pm 9/1$ کیلوگرم بر متر مربع، زاویه پاشنه پا $0/8 \pm 1/6$ درجه و شاخص ساختار پای^۳ ایشان $2/6 \pm 1/9$ بود.^[۱۸] بررسی با نرم‌افزار G*Power (<http://www.gpower.hhu.de/>) نشان داد که برای توان آماری^۴ ۸۰٪ و همچنین میزان خطای نوع اول^۵ ۰/۰۵ و دستیابی به اندازه اثر^۶ ۰/۸۰ حداقل تعداد ۵ نفر آزمودنی نیاز بود. شرایط پذیرش آزمودنی‌ها در مطالعه‌ی حاضر شامل داشتن ساختار پای طبیعی (بدون دفورمیتی)، عدم اختلال در طول پاها و داشتن شاخص توده بدن^۷ در محدوده سنی ۲۰ تا ۳۰ سال بود. برای بررسی وضعیت طبیعی بودن یا نبودن شکل پای آزمودنی‌ها از روش بررسی شاخص ساختار پا و همچنین

¹ Patellofemoral Pain Syndrome

² Qu

³ Foot Posture Index

⁴ Statistical Power

⁵ Type I Error

⁶ Effect Size

⁷ BMI

زاویه‌ی استراحت پاشنه^۸ در حالت ایستاده استفاده شد.^[۱۸] برای پای طبیعی میزان امتیاز شاخص ساختار پا در محدوده ۱- تا ۴+ و زاویه‌ی استراحت پاشنه کمتر از ۴ درجه در نظر گرفته شد.^[۱۸] شرایط حذف آزمودنی‌ها از مطالعه حاضر شامل داشتن سابقه جراحی، ناهنجاری‌های آناتومیکی، مصرف داروهای درمانی یا تقویتی و داشتن فعالیت خسته‌کننده طی یک هفته منتهی به آزمایش بود. قبل از شروع آزمایش تمامی شرکت‌کنندگان فرم مشخصات سلامت فردی را تکمیل و فرم رضایت‌نامه را امضا نمودند. این مطالعه در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی همدان با شماره IR.UMSHA.REC.1397.118 و در مرکز کارآزمایی بالینی در مراکز دانشگاهی و پژوهشی ایران با کد ثبت نام IRCT20180522039781N تایید شد.

در پژوهش حاضر از سه نوع کفی آنتی‌پرونیشن با شیب‌های خارجی ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درجه استفاده گردید. این کفی‌ها از جنس Microcellular Rubber^۹ و با درجه سختی^۹ 50A/55A ساخته شده بود (شکل ۲).

به منظور ثبت و اندازه‌گیری متغیرهای کنتیکی از دو دستگاه صفحه‌ی نیروسنج^{۱۰} مدل Kistler ساخت کشور سوئیس (Type 9281, Kistler Instrument AG) تعبیه شده در سطح زمین و در مرکز یک فضای کالیبره شده (به ابعاد ۴ متر طول، ۲ متر ارتفاع و ۱/۵ متر عرض) استفاده گردید. فضای کالیبره شده در مرکز آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی به طول ۱۸ متر قرار داشت. نرخ نمونه‌برداری^{۱۱} ۱۰۰۰ هرتز بود. به منظور همسان‌سازی^{۱۲} نیروی عکس‌العمل بین همه آزمودنی‌ها، مقادیر نیروی به‌دست‌آمده برای هر فرد بر میزان وزن آزمودنی تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد. متغیرهای کنتیکی با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه چهارم^{۱۳} و با فرکانس پایین‌گذر^{۱۴} ۲۰ هرتز به منظور حذف نویزهای حرکتی ناخواسته^{۱۵} موجود در سیگنال اصلی^[۲۱] در محیط نرم‌افزاری Nexus 1.8.1 مورد پردازش قرار گرفت.



تصویر ۱: نمایی از کفش (الف) و کفی‌ها با شیب خارجی متفاوت (ب)

⁸ Relaxed Calcaneal Stance Position

⁹ Shore Density

¹⁰ Force Plate

¹¹ Sample Rate

¹² Normalization

¹³ Butterworth Filter Fourth-order^[۲۱]

¹⁴ Low Pass Filter

¹⁵ Motion Artifact Signals

مراحل اجرا و پردازش داده‌ها

پس از نصب مارکرها و پنج دقیقه گرم کردن با فعالیت دلخواه، وظیفه‌ی اصلی آزمودنی‌ها راه رفتن با سرعت دلخواه در یک مسیر به طول ۱۸ متر (طول آزمایشگاه) در شرایط مختلف بود. این شرایط عبارت بود از: الف) راه رفتن با کفش و بدون کفی، ب) راه رفتن با کفش و کفی با شیب ۱۰ درجه، ج) راه رفتن با کفش و کفی با شیب ۱۵ درجه و د) راه رفتن با کفش و کفی با شیب ۲۰ درجه. بین تکرارهای متوالی دو دقیقه استراحت وجود داشت. در هر یک از شرایط تعداد ۶ تکرار راه رفتن ثبت گردید. از این میان تعداد سه تکرار قابل قبول پردازش شد و داده‌های آن در تجزیه و تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت. تکراری مورد قبول واقع شد که در آن به ترتیب پای راست روی صفحه نیروی اول و پای چپ روی صفحه نیروی دوم و با فاصله کافی از لبه صفحه نیرو وارد شود.

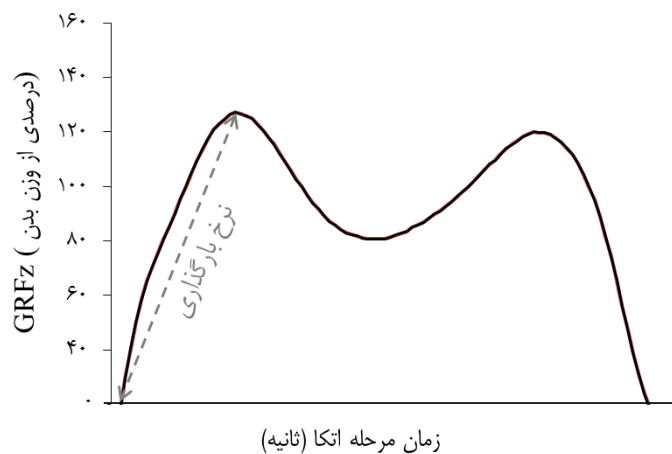
متغیرهای مطالعه

متغیرهای محاسبه‌شده در پژوهش حاضر عبارت بودند از:

- اوج نیروی GRF در جهات عمودی^{۱۶} (GRFz)، عقبی-جلویی^{۱۷} (GRFy) و داخلی-خارجی^{۱۸} (GRFx)
- زمان رسیدن به نقاط اوج نیرو در هر یک از موارد فوق
- نرخ بارگذاری^{۱۹} GRFz که مطابق با شکل ۲ محاسبه گردید.^[۹]
- مقدار تکانه^{۲۰} و گشتاور آزاد^{۲۱} که از طریق فرمول‌های زیر محاسبه گردید^[۹]:

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

$$\text{Free moment} = M_z - F_y(\text{COP}_x) + F_x(\text{COP}_y)$$



تصویر ۲: نحوه محاسبه نرخ بارگذاری با استفاده از شیب منحنی نیرو-زمان

تحلیل آماری

ابتدا با استفاده از آزمون Shapiro-Wilk نرمال بودن توزیع داده‌ها مورد بررسی قرار گرفت. کلیه داده‌ها از توزیع طبیعی برخوردار بودند. با استفاده از آنالیز واریانس ویژه داده‌های تکراری (Repeated Measure ANOVA) تفاوت در میزان متغیرهای کنتیکتی مورد مطالعه هنگام راه رفتن در شرایط مختلف مورد بررسی قرار گرفت. از آزمون تعقیبی بونفرونی (Bonferroni Post hoc test) برای مقایسه متغیرهای متناظر درون هر فاکتور استفاده شد.^[۲۰] این تجزیه و تحلیل‌ها با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام شد. به منظور ارزیابی اندازه اثر^{۲۲} از شاخص Cohen's.d استفاده گردید. بر اساس این شاخص مقادیر $d < 0.5$ نشان‌دهنده اندازه اثر کوچک (تفاوت کم بین دو

¹⁶ Vertical

¹⁷ Anterior-posterior

¹⁸ Mediolateral

¹⁹ Loading Rate of GRF

²⁰ Impulse

²¹ Free Moment

²² Effect Size

نمونه)، $0/8 \leq d \leq 0/5$ بیان‌کننده‌ی اندازه اثر متوسط و $d > 0/8$ دلالت بر اندازه اثر بزرگ دارد.^[۳۱] سطح معناداری همه مقایسه‌ها $p < 0/05$ در نظر گرفته شد.

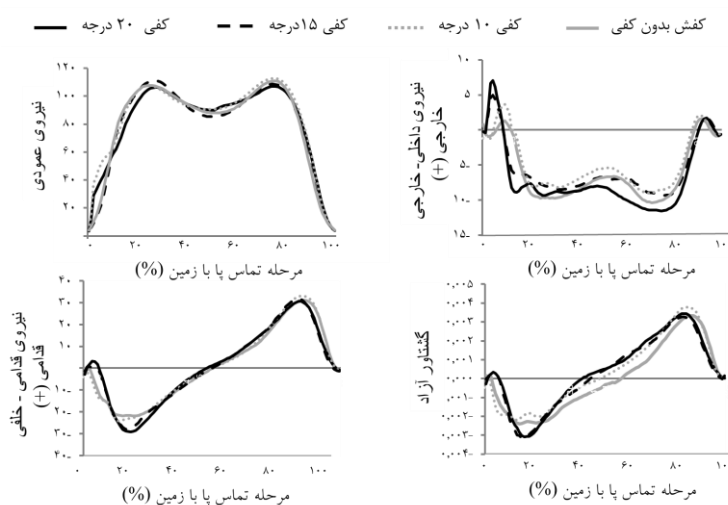
یافته‌ها

جدول شماره ۱ نتایج مربوط به مقادیر بیشینه‌ی نیروی عکس‌العمل زمین (GRF) هنگام راه رفتن با کفی‌های مختلف برای سه محور داخلی-خارجی، عقبی-جلویی و عمودی را نشان می‌دهد. شکل شماره ۳ الگوی مقادیر دینامیکی (میانگین GRF) و گشتاور آزاد را در لحظات پیوسته برای تمامی آزمودنی‌ها در یک دوره کامل تماس پا با زمین^{۲۳} نشان می‌دهد. هنگام پوشیدن کفی دارای شیب خارجی ۲۰ درجه مقادیر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت داخلی-خارجی و در جهت عمودی طی لحظه تماس پاشنه به ترتیب ۱۱۰ درصد ($d=0/16$)، d ، $p=0/02$ و ۵ درصد ($d=0/49$ ، $p=0/02$) بیشتر از هنگام راه رفتن بدون کفی بود. استفاده از کفی دارای شیب خارجی ۲۰ درجه منجر به کاهش ۴ درصدی مقدار نیروی عکس‌العمل زمین در جهت عمودی طی لحظه میانه اتکا نسبت به حالت بدون کفی شد ($d=0/37$ ، $p < 0/01$). در سایر مولفه‌های GRF در هنگام راه رفتن بین شرایط مختلف اختلاف معناداری مشاهده نشد.

جدول ۱: مقادیر اوج مولفه‌های GRF (همسان‌سازی شده بر اساس درصدی از وزن بدن) در محورهای مختلف هنگام راه رفتن بدون کفی و با انواع کفی‌ها

محور	فاز حرکت	با کفش و بدون کفی	با کفش و کفی ۱۰ درجه	با کفش و کفی ۱۵ درجه	با کفش و کفی ۲۰ درجه
داخلی-خارجی (Fx)	(HC) تماس پاشنه	۳/۶۱±۲/۷۱*	۴/۹۰±۱/۳۴	۶/۳۴±۴/۶۴	۷/۶۱±۴/۱۶*
	(MS) میانه اتکا	۹/۹۱±۳/۱۶	۱۰/۳۳±۲/۸۵	۱۱/۷۵±۲/۶۷	۱۱/۶۸±۳/۸۴
	(PO) پیش روی	۹/۸۵±۲/۳۰	۱۱/۴۴±۲/۶۱	۱۱/۰۳±۱/۸۹	۱۳/۲۶±۴/۴۸
عقبی-جلویی (Fy)	(HC) تماس پاشنه	۲۴/۳۹±۵/۹۷	۲۵/۰۵±۶/۰۷	۲۹/۸۱±۱۱/۱۵	۳۰/۱۳±۱۲/۴۷
	(PO) پیش روی	۳۲/۶۰±۷/۷۲	۳۳/۷۵±۷/۷۳	۳۱/۵۵±۷/۱۳	۳۳/۳۱±۸/۸۰
عمودی (Fz)	(HC) تماس پاشنه	۱۱۰/۰۱±۹/۶۸*	۱۱۲/۴۱±۱۴/۸۸	۱۱۱/۶۶±۸/۷۷	۱۱۶/۰۵±۱۴/۶۸*
	(MS) میانه اتکا	۸۸/۲۶±۱۰/۰۳*	۸۶/۵۹±۱۱/۷۲	۸۸/۰۵±۹/۳۴	۸۴/۱۰±۱۲/۱۹*
	(PO) پیش روی	۱۱۱/۸۷±۵/۱۳	۱۱۳/۶۵±۵/۴۴	۱۰۹/۷۷±۵/۱۶	۱۱۱/۷۲±۵/۶۰

* تفاوت معنادار بین شرایط استفاده از کفش با کفی ۲۰ درجه و کفش بدون کفی



تصویر ۳: مقادیر میانگین نیروی عکس‌العمل زمین (همسان‌سازی شده بر اساس درصدی از وزن بدن) در محورهای مختلف و گشتاور آزاد (همسان‌سازی شده بر اساس درصدی از وزن بدن در قد آزمودنی) هنگام راه رفتن با انواع کفی‌ها

²³ One Stance Phase Cycle

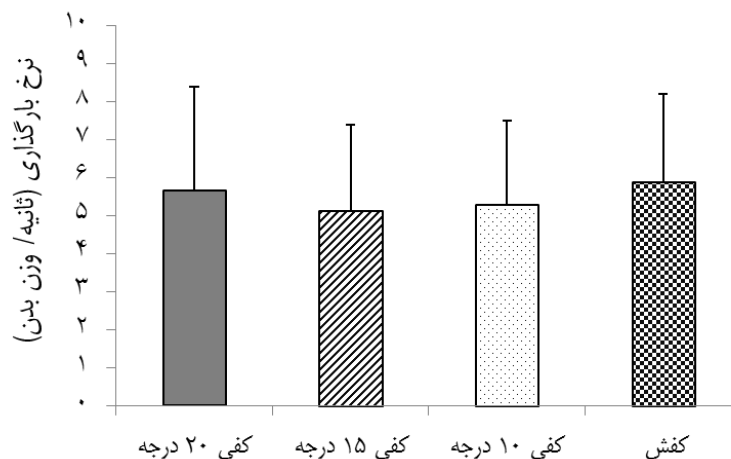
جدول ۲ مقدار زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل زمین برای راه رفتن با انواع کفی‌ها در سه محور داخلی-خارجی، عقبی-جلویی و عمودی را نشان می‌دهد. مقدار زمان رسیدن تا اوج نیروی عکس‌العمل زمین در جهت داخلی-خارجی طی لحظه تماس پاشنه در حالت راه رفتن بدون کفی در مقایسه با کفی با شیب ۱۵ درجه حدود ۲/۲۵ برابر بیشتر بود ($d=۲/۵۳$, $p<۰/۰۱$). همچنین مقدار زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل زمین در جهت عمودی طی لحظه پیش روی هنگام پوشیدن کفی ۲۰ درجه حدود ۲۵ درصد در قیاس با شرایط راه رفتن بدون کفی بیشتر بود ($d=۰/۸۵$, $p=۰/۰۳$). در زمان رسیدن به اوج سایر مولفه‌های GRF اختلاف معناداری بین راه رفتن با کفی‌های مختلف مشاهده نشد.

جدول ۲: مقادیر مدت زمان رسیدن به اوج مولفه‌های GRF (بر اساس میلی ثانیه) در محورهای مختلف هنگام راه رفتن بدون کفی و با انواع کفی‌ها

محور	فاز حرکت	با کفش و بدون کفی	با کفش و کفی ۱۰ درجه	با کفش و کفی ۱۵ درجه	با کفش و کفی ۲۰ درجه
داخلی-خارجی (Fx)	تماس (HC) پاشنه	$۷۹/۳۳ \pm ۲۳/۴۴$ β	$۱۱۱/۳۳ \pm ۱۵۵/۴۱$	$۳۵/۳۳ \pm ۱۱/۲۵$ β	$۵۳/۸۰ \pm ۴۱/۳۵$
	میان‌اتکا (MS)	$۲۸۶/۰۰ \pm ۱۷۸/۹۹$	$۲۲۹/۳۳ \pm ۹۶/۳۹$	$۲۰۲/۳۳ \pm ۹۱/۰۳$	$۱۸۴/۰۰ \pm ۷۱/۴۹$
	پیش‌روی (PO)	$۵۲۶/۶۶ \pm ۸۶/۶۵$	$۵۷۶/۴۶ \pm ۲۰۲/۶۸$	$۶۲۰/۶۶ \pm ۲۳۰/۸۵$	$۵۹۴/۰۰ \pm ۱۲۳/۷۳$
عقبی-جلویی (Fy)	تماس (HC) پاشنه	$۱۳۱/۳۳ \pm ۲۴/۸۰$	$۱۲۱/۲۶ \pm ۳۱/۳۴$	$۱۳۵/۸۰ \pm ۲۴/۱۴$	$۱۴۵/۱۳ \pm ۷۲/۱۵$
	پیش‌روی (PO)	$۶۹۰/۳۳ \pm ۱۲۲/۶۶$	$۶۳۷/۲۶ \pm ۸۸/۵۶$	$۶۶۷/۴۶ \pm ۱۱۲/۴۸$	$۷۰۲/۳۳ \pm ۱۵۷/۲۴$
عمودی (Fz)	تماس (HC) پاشنه	$۲۱۱/۳۳ \pm ۷۳/۹۵$	$۲۷۲/۰۰ \pm ۱۹۲/۴۷$	$۲۵۷/۳۳ \pm ۱۰۲/۰۸$	$۲۴۹/۳۳ \pm ۱۰۹/۱۵$
	میان‌اتکا (MS)	$۳۲۹/۳۳ \pm ۱۰۷/۴۶$	$۴۲۲/۰۰ \pm ۱۳۵/۷۶$	$۴۵۴/۰۰ \pm ۲۰۴/۷۲$	$۴۲۸/۶۶ \pm ۱۰۵/۵۵$
	پیش‌روی (PO)	$۵۱۲/۶۶ \pm ۱۴۶/۳۱$ *	$۶۱۰/۶۶ \pm ۱۲۱/۷۹$	$۶۰۰/۰۰ \pm ۲۶۲/۶۲$	$۶۴۵/۳۳ \pm ۱۶۲/۶۶$ *

* تفاوت معنادار بین شرایط استفاده از کفش با کفی ۲۰ درجه و کفش بدون کفی
تفاوت معنادار بین شرایط استفاده از کفش با کفی ۱۵ درجه و کفش بدون کفی

نمودار ۴ مقادیر نرخ بارگذاری در هنگام راه رفتن با کفی‌های مختلف را نشان می‌دهد. در مقادیر نرخ بارگذاری بین شرایط مختلف تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P>۰/۰۵$). همچنین جدول ۳ مقادیر تکانه و گشتاور آزاد در هنگام راه رفتن با کفی‌های مختلف را نشان می‌دهد. در هیچ‌یک از متغیرهای تکانه و گشتاور آزاد نیز اختلاف معناداری بین شرایط مختلف مشاهده نشد ($P>۰/۰۵$).



تصویر ۴: مقادیر میانگین و انحراف استاندارد نرخ بارگذاری (ثانیه/وزن بدن) نیروی عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن با انواع کفی‌ها

گردا^{۴۰} که طبیعتاً برای پارگی و آسیب رباط ACL زانو یک عامل آسیب محسوب می‌گردد، اما شیب‌های کمتر از ۲۰ درجه تغییر معناداری در این متغیرها ایجاد نکرد. به نظر می‌رسد که استفاده از کفی با شیب ۲۰ درجه ممکن است خطر بیماری استئوآرتریت را در افرادی که رباط ACL زانوی خود را بازسازی کرده‌اند، افزایش دهد.

در مطالعه حاضر استفاده از کفی با شیب ۲۰ درجه مقدار زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل زمین در جهت عمودی در لحظه پیش روی را افزایش داد که این امر به دلیل تعدیل نیروی وارد بر مفصل، سلامتی مفصل را حفظ می‌کند. آلونرودر^{۲۶} و همکاران (۲۰۱۵) همسو با نتایج مطالعه حاضر گزارش کردند که استفاده از کفی آنتی‌پرونیشن منجر به افزایش زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل زمین در افراد با سندرم درد کشکی رانی در هنگام دویدن می‌شود.^{۴۰} نشان داده شده است که در ارزیابی بیومکانیک راه رفتن انسان، مقدار مدت زمان رسیدن تا اوج نیروی عکس‌العمل زمین شاخص پایاتر و قابل‌اتکاتری نسبت به مقدار اندازه نیروی عکس‌العمل زمین است.^{۴۱} افزایش این مدت زمان در هنگام راه رفتن موجب تعدیل نیروی وارده بر اندام شده و در نتیجه به عنوان مانعی در برابر بروز آسیب شناخته می‌شود.^{۳۰-۳۶}

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که استفاده از کفی‌های مختلف، میزان نرخ بارگذاری، تکانه و گشتاور آزاد را تغییر نمی‌دهد. مولری^{۲۷} و همکاران (۲۰۱۰) گزارش کردند که در مقایسه دویدن با پای برهنه، استفاده از کفش، تأثیری بر میزان تکانه ندارد.^{۴۲} عدم تأثیر پوشیدن کفی در هنگام راه رفتن بر میزان نرخ بارگذاری و گشتاور آزاد نیز در سایر مطالعات مورد تأکید قرار گرفته است.^{۴۳} کم بودن تعداد آزمودنی‌های مورد بررسی، استفاده از یک جنس آزمودنی (جنس مذکر)، عدم دسترسی به تغییرات نیروی عضلات مختلف هنگام استفاده از کفی‌های مختلف از جمله محدودیت‌های مطالعه حاضر محسوب می‌شود. انجام یک مطالعه مشابه در نمونه‌های بزرگتر و همچنین جامعه بیماران سندروم درد کشکی رانی و بیماران با سابقه‌ی جراحی و بازسازی رباط ACL زانو توصیه می‌شود.

نتیجه‌گیری

مطالعه حاضر نشان داد که کفی‌های آنتی‌پرونیشن با شیب‌های ۱۰ و ۱۵ درجه تغییری در مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین ایجاد نمی‌کند، اما استفاده از کفی با شیب ۲۰ درجه از مزیت افزایش زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل زمین در لحظه پیش روی و از معایب ایجاد وضعیت زانوی پرنانتری و افزایش مقدار اوج نیروی عکس‌العمل زمین در جهت عمودی و داخلی-خارجی طی مرحله تماس پا برخوردار است. افزایش اوج نیروی عکس‌العمل زمین در جهت داخلی-خارجی و ایجاد وضعیت زانوی پرنانتری به طور هم‌زمان ممکن است خطر بروز استئوآرتریت زانو را افزایش دهد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر بخشی از نتایج پایان‌نامه دکتری مولف اول می‌باشد. نویسندگان مقاله از همه افراد شرکت‌کننده در این پژوهش قدردانی می‌نمایند.

منافع متقابل

مولفین برای انجام تحقیق حاضر، هیچ نوع منفعت مالی نداشته و برای آن هیچ حمایت مالی دریافت نکرده‌اند.

منابع

1. Zoellner J, Connell C, Powers A, Avis-Williams A, Yadrick K, Bogle ML. Does a six-month pedometer intervention improve physical activity and health among vulnerable African Americans? A feasibility study. *Journal of physical activity and health*. 2010 Mar;7(2):224-31.
2. Moyer RF, Birmingham TB, Dombroski CE, Walsh RF, Leitch KM, Jenkyn TR, Giffin JR. Combined effects of a valgus knee brace and lateral wedge foot orthotic on the external knee adduction moment in patients with varus gonarthrosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2013 Jan 1;94(1):103-12.
3. Jafarnehadgero AA, Oliveira AS, Mousavi SH, Madadi-Shad M. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. *Gait & posture*. 2018 Jan 1;59:104-10.
4. Jafarnehadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. *PloS one*. 2017 Sep 19;12(9):e0185057.
5. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research methods in biomechanics*, 2E. Human Kinetics; 2013 Sep 25.
6. Damavandi M, Dixon PC, Pearsall DJ. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. *Human movement science*. 2012 Feb 1;31(1):182-9.
7. Jafarnehadgero A, Shad MM, Majlesi M, Zago M. Effect of kinesio taping on lower limb joint powers in individuals with genu varum. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2018 Apr 1;22(2):51-8.

²⁶ Almonroeder

²⁷ Morley

8. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018 Apr 1;39:35-41.
9. 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 Jun 14;49(9):1705-10.
10. Levinger P, Gilleard WL, Sprogis K. Frontal plane motion of the rearfoot during a one-leg squat in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2006 Mar;96(2):96-101.
11. 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 Jun 1;55:75-80.
12. Barton CJ, Menz HB, Levinger P, Webster KE, Crossley KM. Greater peak rearfoot eversion predicts foot orthoses efficacy in individuals with patellofemoral pain syndrome. *British journal of sports medicine*. 2011 Jul 1;45(9):697-701.
13. Cheung RT, Ng GY, Chen BF. Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. *Sports Medicine*. 2006 Mar 1;36(3):199-205.
14. 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*. 2018 Jan 1;22(1):83-9.
15. Cheung RT, Chung RC, Ng GY. Efficacies of different external controls for excessive foot pronation: a meta-analysis. *British journal of sports medicine*. 2011 Jul 1;45(9):743-51.
16. Qu X. Impacts of different types of insoles on postural stability in older adults. *Applied ergonomics*. 2015 Jan 1;46:38-43.
17. Kosonen J, Kulmala JP, 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 Mar 21;54:58-63.
18. 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 Jul 1;38(3):443-9.
19. Jørgensen MG. Assessment of postural balance in community-dwelling older adults. *Dan Med J [Internet]*. 2014 Jan 1;61(1):B4775.
20. Griffin ÉW, Mullally S, Foley C, Warmington SA, O'Mara SM, Kelly ÁM. Aerobic exercise improves hippocampal function and increases BDNF in the serum of young adult males. *Physiology & behavior*. 2011 Oct 24;104(5):934-41.
21. Rhea MR. Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size. *Journal of strength and conditioning research*. 2004 Nov 1;18:918-20.
22. Chockalingam N, Healy A, Needham R. Interpreting Ground Reaction Forces in Gait. *Handbook of Human Motion*. 2016:1-5.
23. Jafarnezhadgero A, Majlesi M, Madadi-Shad M. The effects of low arched feet on lower limb joints moment asymmetry during gait in children: A cross sectional study. *The Foot*. 2018 Mar 1;34:63-8.
24. 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 Jun 1;42(1):42-8.
25. Yang S. The efficacy of arch support sports insoles in increasing the cycling performance and injury prevention. *Footwear Science*. 2013 Jun 1;5(sup1):S107-9.
26. Neal BS, Griffiths IB, Dowling GJ, Murley GS, Munteanu SE, Smith MM, Collins NJ, Barton CJ. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *Journal of foot and ankle research*. 2014 Dec;7(1):55.
27. Mündermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Consistent immediate effects of foot orthoses on comfort and lower extremity kinematics, kinetics, and muscle activity. *Journal of Applied Biomechanics*. 2004 Feb;20(1):71-84.
28. Donoghue OA, Shimojo H, Takagi H. Impact forces of plyometric exercises performed on land and in water. *Sports health*. 2011 May;3(3):303-9.
29. Mebes C, Amstutz A, Luder G, Ziswiler HR, Stettler M, Villiger PM, Radlinger L. Isometric rate of force development, maximum voluntary contraction, and balance in women with and without joint hypermobility. *Arthritis Care & Research*. 2008 Nov 15;59(11):1665-9.
30. Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Medicine and science in sports and exercise*. 1999 Jul 1;31:S421-8.
31. Williams DS, Mcclay DI, Baitch SP. effect of Inverted Orthoses on Lower-extremity Mechanics in Runners. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical*. 2004 Aug 1;34(8):495.

32. Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, Esker FS, Robertson DG. Do different methods for measuring joint moment asymmetry give the same results?. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2018 Jul 1;22(3):741-6.
33. Bennell K, Hinman R, Wrigley T. 13 Future Directions in Physical Therapy for Knee Osteoarthritis. *Osteoarthritis E-Book: A Companion to Rheumatology*. 2007 Jul 4:217.
34. Levine HB, Bosco JA. Sagittal and coronal biomechanics of the knee. *Bulletin of the NYU hospital for joint diseases*. 2007;65(1):87-95.
35. Hart HF, Ackland DC, Schache AG, Pandy MG, Collins NJ, Crossley KM. The effects of a varus unloader brace for lateral tibiofemoral osteoarthritis and valgus malalignment after anterior cruciate ligament reconstruction: a single case study. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions*. 2013 Jan 1;13(4):496-500.
36. Shull PB, Silder A, Shultz R, Dragoo JL, Besier TF, Delp SL, Cutkosky MR. Six-week gait retraining program reduces knee adduction moment, reduces pain, and improves function for individuals with medial compartment knee osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Research*. 2013 Jul;31(7):1020-5.
37. Kuroyanagi Y, Nagura T, Matsumoto H, Otani T, Suda Y, Nakamura T, Toyama Y. The lateral wedged insole with subtalar strapping significantly reduces dynamic knee load in the medial compartment: Gait analysis on patients with medial knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and cartilage*. 2007 Aug 1;15(8):932-6.
38. Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, McCrum C, Karamanidis K. Effects of Corrective Training on Drop Landing Ground Reaction Force Characteristics and Lower Limb Kinematics in Older Adults With Genu Valgus: A Randomized Controlled Trial. *Journal of aging and physical activity*. 2019 Feb 1;27(1):9-17.
39. Sloss R. The effects of foot orthoses on the ground reaction forces during walking. Part 1. *The Foot*. 2001 Dec 1;11(4):205-14.
40. Van Gheluwe B, Kirby KA, Hagman F. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2005 Nov;95(6):531-41.
41. Almonroeder TG, Benson LC, O'Connor KM. Changes in patellofemoral joint stress during running with the application of a prefabricated foot orthotic. *International journal of sports physical therapy*. 2015 Dec;10(7):967.
42. Morley JB, Decker LM, Dierks T, Blanke D, French JA, Stergiou N. Effects of varying amounts of pronation on the mediolateral ground reaction forces during barefoot versus shod running. *Journal of Applied Biomechanics*. 2010 May;26(2):205-14.
43. Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, Alavi-Mehr SM, Granacher U. The long-term use of foot orthoses affects walking kinematics and kinetics of children with flexible flat feet.