

The Effects of Arch Support Insole on Ground Reaction Force, Impulse and Loading Rate during Double- Leg Landing

Hoseini Y¹, Farahpour N²

Abstract

Purpose: The amount and distribution of ground reaction force during landing are linked with risk factor of the injuries related to lower limb joints. Insole may alter the amount of these forces. The objectives of this study were to analyze the effects of insole on GRF and their time-to-peak of each reaction force, impulse, and loading rate during landing in normal individuals.

Methods: Thirteen healthy male subjects with mean age, mass and height of (21.9±1.6 years), (67.1±12.6 kg), and (175.3±4.9 cm), respectively, participated in this study. Using a Kistler force plates (1000Hz), GRF during landing with and without shoe insole were measured. Then, maximum GRF and their related time-to-peak, impulse and loading rate were obtained. Repeated measure ANOVA was used to analyze the data ($\alpha=0.05$).

Results: Wearing insole decreased the peak vertical GRF on heel contact of body weight ($P=0.006$), the loading rate ($P=0.01$), and the vertical impulse ($P=0.0032$).

Conclusion: Reduction of the vertical GRF and loading rate by means of insole may reduce the risk of lower extremity injuries due to impulse during landing.

Keywords: Double- leg landing, Ground reaction force, Impulse, Loading rate, Insole

Received: 2017.02.26; Accepted: 2017.07.26

اثر کفی حمایت کننده قوس بر نیروی‌های عکس العمل زمین، ضربه و نرخ بارگذاری هنگام فرود دو پا

یاسین حسینی^۱، نادر فرهپور^۲

هدف: مقدار و نحوه توزیع سه بعدی نیروی عکس العمل زمین هنگام فرود با آسیب های مچ پا و زانو مرتبط است. کفی کفش در تعدیل نیروهای عکس العمل زمین موثر است. هدف از این مطالعه بررسی اثر استفاده از کفی آنتی پرونیشن هنگام فرود در مقادیر نیروی عکس العمل، ضربه و نرخ بارگذاری هنگام فرود دوپا بود.

روش بررسی: ۱۳ مرد سالم به ترتیب با میانگین سن، جرم و قد (۲۱/۱±۹/۶ سال)، (۶۷/۱۲±۱۵/۶ کیلوگرم) و (۱۷۵/۴±۳۸/۹ سانتی متر) در این مطالعه شرکت نمودند. با استفاده از یک صفحه نیرو (۱۰۰۰ هرتز) مولفه های نیروی عکس العمل زمین هنگام فرود در دو شرایط با و بدون استفاده از کفی اندازه گیری شد. سپس متغیرهای اوج نیروهای عکس العمل زمین و زمان رسیدن به آن ها، ایمپالس و میزان بار وارد شده استخراج شدند. آزمون آماری آنالیز واریانس اندازه های تکراری با سطح معناداری ($p<0.05$) جهت تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت.

یافته‌ها: پوشیدن کفی موجب کاهش اوج ثانویه مولفه عمودی عکس العمل زمین (۲۲٪) در لحظه تماس پاشنه با زمین ($p=0.006$)، کاهش نرخ بارگذاری عمودی (۲۳٪) ($p=0.01$) و همچنین کاهش ضربه عمودی (۱۴٪) ($p=0.032$) شد.

نتیجه گیری: به نظر می رسد استفاده از کفی طبی می تواند با کاهش در نیروی عکس العمل عمودی، نرخ بارگذاری و ضربه از ریسک آسیب مفاصل اندام تحتانی هنگام فرود جلوگیری کند.

کلمات کلیدی: فرود دوپا، نیروی عکس العمل زمین، ضربه، نرخ بارگذاری، کفی

نویسنده مسئول: یاسین حسینی، yasin.hoseiny@gmail.com . ORCID: 0000-0003-3464-8860

آدرس: ملایر، کیلومتر ۴ جاده ملایر-اراک، دانشگاه ملایر، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی
۱- استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه ملایر، ملایر، ایران

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

مقدمه

تحقیقی بیان شد که استفاده از کفی باعث کاهش در نیروی عمودی عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری هنگام دویدن می‌شود (۱۷، ۱۴). از آنجا که بار وارد شده بر بدن طی فعالیت فرود در حدود ۵ برابر وزن بدن است. تاکنون مطالعه‌ای در خصوص کاهش بار اعمال شده هنگام فرود دوپا بر مفاصل اندام تحتانی صورت نگرفته است. لذا هدف پژوهش حاضر بررسی اثر کفی‌های طبی بر اوج نیروهای عکس العمل زمین، ضربه و نرخ بارگذاری هنگام فرود در افراد سالم بود.

روش بررسی

آزمودنی‌ها: پژوهش حاضر از نوع شبه‌تجربی و آزمایشگاهی می‌باشد. جامعه آماری این تحقیق دانشجویان دانشگاه بوعلی سینا بودند. از طریق توزیع فراخوان در دانشگاه بوعلی سینا، افرادی به صورت داوطلبانه برای شرکت در این تحقیق اعلام آمادگی کردند و از بین این افراد، افرادی که دارای سلامت عضلانی-اسکلتی کامل بودند، به صورت تصادفی انتخاب شدند. آزمودنی‌های پژوهش حاضر با استفاده از نرم‌افزار G*POWER و مبتنی بر تست آماری آنالیز واریانس داده‌های تکراری با $\alpha=0/05$ و $\beta=0/2$ (توان آماری ۸۰٪)، ۱۳ نفر در نظر گرفته شد (۱۹)، میانگین و انحراف استاندارد سن، قد و جرم آزمودنی‌ها به ترتیب برابر بودند از $21/9 \pm 1/6$ سال، $175/38 \pm 4/9$ سانتی متر و $67/15 \pm 12/6$ کیلوگرم. قبل از اجرای آزمون اهداف و روش برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. آزمودنی‌ها رضایت نامه کتبی برای شرکت در پژوهش را امضا نمودند. ابزار و روش اجرا: کفی کفش مورد استفاده در این پژوهش متناسب با پای افراد و توسط متخصص ارتوپد فنی ساخته شد. اوج ارتفاع قوس طول داخلی در این کفی برابر ۲۵ میلی‌متر و درجه Posting آن ۸ درجه بود. جنس کفی پلی‌پروپیلین با شاخص shore A برابر با ۵۳ انتخاب شد (شکل ۱). با استفاده از دو تخته نیروی Kistler (Kistler Instrument Switzerland) با ابعاد $(400 \times 600 \text{ mm}^2)$ نیروهای عکس العمل زمین (GRF) در جهت‌های عمودی (F_z)، قدامی - خلفی (F_y) و داخلی - خارجی (F_x) هنگام فرود اندازه‌گیری شدند (شکل ۱).

فرود یکی از حرکات متداول ورزشی است که احتمال بروز آسیب‌های ورزشی در آن بسیار بالاست (۱). تحقیقات مختلف نشان داده‌اند که حین فرود نیرویی در حدود ۵ برابر وزن بدن بر اندام تحتانی وارد می‌شود (۲). بیش از ۷۰ درصد آسیب‌های ورزشی، ناشی از نیروهای اعمال شده بر بدن هنگام فرود است (۴، ۳). یکی از مهمترین نیروهای وارد شده بر بدن هنگام فرود، نیروی عمودی عکس العمل زمین (VGRF)^۱ می‌باشد که در تحقیقات گذشته از بزرگی آن به عنوان یک شاخص خطر در بروز آسیب‌های اندام تحتانی یاد شده است (۴-۲). با استفاده از نیروهای عکس العمل زمین علاوه بر تجزیه و تحلیل نیروها در محورهای عمودی، قدامی - خلفی و داخلی - خارجی، می‌توان مقدار نرخ بارگذاری و ضربه عمودی را نیز اندازه‌گیری نمود (۸-۵).

گزارشات علمی مختلف نشان داده‌اند که افزایش نرخ بارگذاری با ریسک ابتلا به آسیب مرتبط است (۸-۵). پژوهش‌های پیشین نرخ بارگذاری بیشتر از ۷۰ (نیوتن بر ثانیه) را هنگام دویدن با آسیب‌های استرس فراکچر (۶، ۵) و درد کشککی رانی (۸، ۷) مرتبط دانسته‌اند. همچنین نرخ بارگذاری بالای (وزن بدن بر ثانیه) ۱۰۰ هنگام دویدن ریسک ابتلا به عارضه Plantar Fasciitis را افزایش می‌دهد (۹). از آنجایی که بافت‌های بدن انسان خاصیت Viscoelasticity دارند، پاسخ بارگذاری آن‌ها وابسته به زمان است. بنابراین در نرخ‌های بارگذاری پایین‌تر، کمتر مستعد آسیب می‌باشند (۱۰). به عبارت دیگر افزایش میزان بار وارد شده بر بافت‌ها مبین توانایی کم بدن برای جذب شوک می‌باشد (۱۱). یکی از شیوه‌های تغییرات نرخ بارگذاری استفاده از کفی‌های کفش مناسب می‌باشد (۱۲، ۱۳). کفی‌های طبی به طور رایجی جهت بهبود راستای بیومکانیکی با هدف کاهش Pronation اضافه‌پا و در نتیجه کاهش فشار بر روی مفاصل، لیگامان‌ها و تاندون‌ها توصیه می‌شوند (۱۴). بعضی از تحقیقات نشان داده‌اند که استفاده از کفی طبی تغییری در موقعیت مرکز فشار ایجاد نمی‌کند (۱۵) و حتی باعث افزایش نیروی عکس العمل عمودی زمین می‌شود (۱۶). در مقابل در

¹ Vertical Ground Reaction Force

متغیرهای اوج نیروهای عکس العمل زمین و زمان رسیدن به آن ها، نرخ بارگذاری و ضربه اندازه گیری شدند. برای متغیرهای نیروی عکس العمل زمین دو مولفه عمودی، دو مولفه داخلی- خارجی و دو مولفه قدامی - خلفی استخراج شدند. برای نیروهای عکس العمل زمین، در راستای عمودی ۲ نقطه شامل مقدار اوج نیروی عمودی در لحظه تماس اولیه پنجه و اوج نیروی عمودی ثانویه در لحظه تماس پاشنه بود، در راستای قدامی- خلفی دو نقطه اوج قدامی و خلفی و در راستای داخلی- خارجی ۲ نقطه اوج (داخلی و خارجی) محاسبه شدند. همه نیروهای عکس العمل زمین برحسب وزن فرد همسان سازی شدند. اندازه ضربه نیز در سه جهت x (Imp_x)، y (Imp_y) و z (Imp_z) اندازه گیری گردید. برای محاسبه اندازه ضربه، از روش انتگرال گیری Trapezoidal استفاده شد (۱۹).

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

نرخ بارگذاری عمودی به عنوان شیب بخش اولیه (بین لحظه تماس پاشنه تا اولین اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین) منحنی نیروی عمودی عکس العمل زمین تعریف می شود.

$$\text{Loading rate} = \left\| \frac{\text{peak}_{\text{body}} \frac{F_z(N)}{\text{weight}(N)}}{\text{time to peak } F_z} \right\|$$

برای تحلیل آماری داده ها ابتدا از آزمون شاپیروویلیک برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده ها استفاده شد. با توجه به طبیعی بودن توزیع داده ها از آزمون آنالیز واریانس اندازه-های تکراری برای مقایسه درون گروهی در سطح معنی-داری $p < 0.05$ استفاده گردید. کلیه تجزیه و تحلیل های آماری با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۱ انجام گرفت.

یافته ها

میانگین اوج مولفه های نیروی عکس العمل همسان سازی شده F_x ، F_y و F_z در دو شرایط با و بدون پوشیدن کفی را در جدول ۱ خلاصه شده است. نتایج آزمون Mauchly نشان داد دلیلی برای عدم یکنواختی ماتریس واریانس-کواریانس وجود ندارد ($p < 0.05$ ، $w = 0.909$). همچنین نتایج آزمون باکس نشان داد که ماتریس های کواریانس دو شرایط با هم برابرند ($p = 0.08$ ، $f = 1/66$). مولفه ی $Fz2$

فرکانس نمونه برداری برابر 1000 Hz تعیین شد. برای تحلیل داده های صفحه نیرو از نرم افزار BioWare (5.3.0.7) استفاده شد. این دو تخته نیرو در امتداد یکدیگر، با فاصله ۱ سانتی متر از هم در نیمه راه یک مسیر ۲۰ متری طوری قرار گرفته بودند که آزمودنی حداقل ۵ گام قبل از رسیدن به تخته نیرو بر می داشت و مانعی به ارتفاع ۴۰ سانتی متر در مسیر دوییدن افراد تعبیه شده بود که افراد با پرش تک پا از روی این مانع عبور کرده و با هر دوپا بر روی تخته نیرو فرود می آمدند. اگر آزمودنی با تک پا فرود را انجام می داد و یا روی لبه صفحه نیرو فرود را انجام می داد این موارد حذف می شد و آزمایش مجدداً تکرار می شد. سرعت گام برداری افراد با مترنوم کنترل می شد. قبل از شروع ثبت داده ها، ابتدا تخته نیروها کالیبره شدند.



شکل ۱: نمای جانب داخلی کفی مورد استفاده در پژوهش

ارتفاع پرش افراد با استفاده از چهار عدد دوربین های Vicon و مارکهای منعکس کننده نور کنترل شد. نرم افزار مورد استفاده در سیستم تحلیل حرکتی Nexus-1.7.5 مورد استفاده در سیستم تحلیل حرکتی و صفحه نیرو بود. داده ها توسط سیستم تحلیل حرکتی و صفحه نیرو همزمان ثبت می شدند. قبل از اجرای آزمون، جهت ایجاد هماهنگی برای حرکت با کفی هر آزمودنی حدود ۱۰ دقیقه با کفی در سطح آزمایشگاه شروع به حرکت و گرم کردن می نمود همچنین به مدت ۵ دقیقه حرکاتی شامل پرش و فرود را اجرا می کردند. سپس هر آزمودنی ۶ بار با "کفش" و ۶ بار با "کفش+کفی" عملیات فرود را انجام می دادند و اطلاعات کینتیکی و کینماتیکی آن ها ثبت گردید. در ضمن کفش مورد استفاده در این تحقیق برای همه ی آزمودنی ها با توجه شماره پایکسان انتخاب شده بود. مدل کفش مورد استفاده در مطالعه حاضر (Asics NimbusUK) بود.

پردازش داده ها: داده های کینتیکی بدست آمده با استفاده از فیلتر Butterworth سطح چهار و بدون اختلاف فازی با فرکانس برش 20 Hz هموار شدند.

جدول ۱: اوج نیروهای عکس العمل همسان سازی شده

| -p مقدار | با کفی | | بدون کفی | |
|----------|----------------------------|-------|----------------------------|--------|
| | میانگین \pm انحراف معیار | | میانگین \pm انحراف معیار | |
| ۰/۳۰۵ | ۲۰۶/۹۷ | ۵۰/۳۳ | ۲۲۲/۴۲ | ۵۹/۵۸ |
| * ۰/۰۰۶ | ۴۴۲/۵۴ | ۶۸/۵۸ | ۵۶۶/۱ | ۱۳۹/۰۳ |
| ۰/۶۲۵ | ۴۲/۸۲ | ۱۷/۷۹ | ۴۰/۹۶ | ۱۱/۸۹ |
| ۰/۵۲۶ | ۲۵/۸۲ | ۱۱/۷۲ | ۲۸/۶۲ | ۱۴/۳۶ |
| ۰/۸۲۳ | ۲۲۴/۵۹ | ۷۱/۱۴ | ۲۳۰/۲۹ | ۸۳/۶۴ |
| ۰/۴۴۲ | ۴۱/۳۳ | ۵۲/۴۰ | ۲۵/۲۷ | ۵۱/۲۹ |
| ۰/۴۶۵ | ۱۹۹/۴۴ | ۴۲/۸۹ | ۱۸۸/۷ | ۶۵/۶۸ |

Fz1: حداکثر نیروی عمودی در تماس پنجه پا با زمین، Fz2: حداکثر نیروی عمودی در تماس پاشنه پا با زمین، Fx1: حداکثر نیروی افقی در تماس پنجه پا با زمین، Fx2: حداکثر نیروی افقی در تماس پاشنه پا با زمین، Fy1: حداکثر نیروی خلفی در تماس پنجه پا با زمین، Fy2: کمترین نیروی خلفی بعد از تماس پنجه پا با زمین، Fy3: حداکثر نیروی خلفی در تماس پاشنه پا با زمین. علامت ستاره (*) نشان دهنده اختلاف معنی دار می باشد. /BW: درصدی از وزن بدن (Body Weight).

کفی هنگام فرود را نشان می دهد. نتایج آزمون Mauchly نشان داد دلیلی برای عدم یکنواختی ماتریس واریانس-کواریانس وجود ندارد ($p \leq 0/05$, $W=0/854$). همچنین نتایج آزمون باکس نشان داد که ماتریس های کواریانس دو شرایط باهم برابرند ($p=0/06$, $f=1/46$). نرخ بارگذاری نیروی عمودی هنگام فرود بدون کفی برابر ۱۲۳/۱۲ وزن بدن بر ثانیه (BW/S) بود که پوشیدن کفی موجب کاهش ۲۳ درصدی در این متغیر شد ($p=0/034$, $Eta Squ=0/323$, $f=5/721$).

بحث و نتیجه گیری

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر استفاده آنی از کفی طبی Arch Support بر اوج نیروهای عکس العمل زمین و زمان رسیدن به آن ها، ایمپالس و نرخ بارگذاری هنگام فرود دوبا در افراد سالم بود. از آنجایی که ارتفاع فرود طی دو شرایط با و بدون کفی توسط دوربین های تحلیل حرکتی کنترل شد و اختلاف معناداری بین دو شرایط مشاهده نشد، می توان بیان نمود که این مورد کنترل شده و در نتیجه پژوهش اثرگذار نبوده است. نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که کفی طبی به طور معنی داری باعث کاهش مقدار نیروی عکس العمل عمودی (Fz2 لحظه تماس پاشنه پا با زمین) می شود. این نتیجه با نتایج تحقیقات سایر محققین همسو است (۱۴،۲۰). اسلامی و همکارانش به

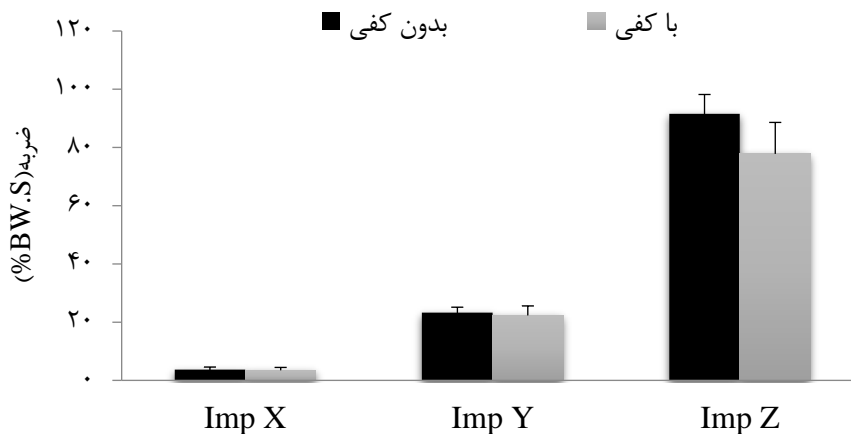
نیروی عکس العمل زمین طی پوشیدن کفی در مقایسه با شرایط بدون استفاده از آن ۲۲ درصد کاهش پیدا نمود ($p=0/006$, $f=11/31$, $Eta Squ=0/485$). در سایر مولفه های نیروی عکس العمل، پوشیدن کفی تاثیر معنی داری نداشت ($p > 0/05$). در (جدول ۲) نتایج مربوط به زمان رسیدن به اوج اجزاء GRF آورده شده است. نتایج نشان داد که در زمان رسیدن به اوج مولفه های نیروهای عکس-العمل زمین بین دو شرایط کفی-کفش و کفش اختلاف معناداری وجود ندارد ($p > 0/05$).

نمودار ۱ نتایج مربوط به Imp_x , Imp_y , Imp_z را دو شرایط فرود با و بدون کفی کفش نشان می دهد. نتایج آزمون Mauchly نشان داد دلیلی برای عدم یکنواختی ماتریس واریانس-کواریانس وجود ندارد ($p \leq 0/05$, $W=0/809$). همچنین نتایج آزمون باکس نشان داد که ماتریس های کواریانس دو شرایط باهم برابرند ($p=0/07$, $f=1/59$). نتایج نشان داد که در هنگام استفاده از کفی مقادیر Imp_z ($p=0/005$, $f=11/719$, $Eta Squ=0/494$)، به طور معناداری کاهش داشته است. اما هنگام پوشیدن کفی در مقایسه با شرایط عدم استفاده از کفی در مقادیر مربوط به Imp_x ($p=0/610$, $f=0/274$) و Imp_y ($p=0/412$, $f=0/722$, $Eta Squ=0/022$) تغییر معناداری مشاهده نشد. نمودار ۲ میزان نرخ بارگذاری نیروی عمودی با و بدون استفاده از

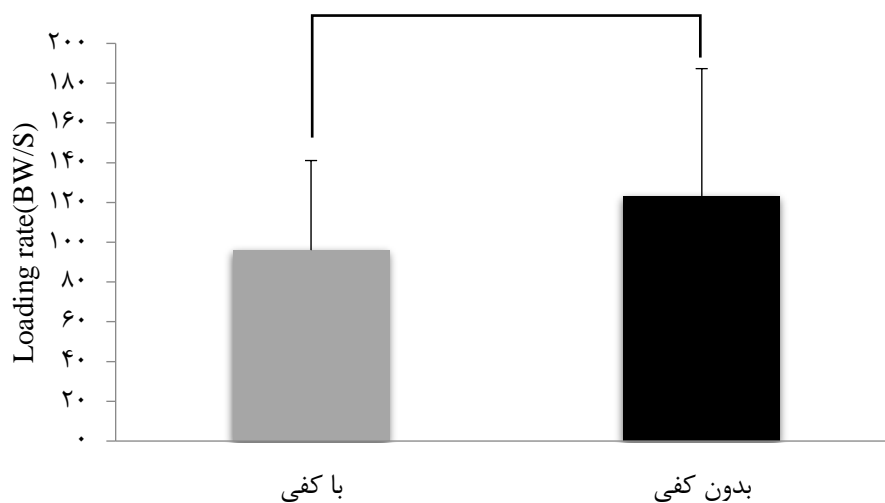
جدول ۲: زمان رسیدن به حداکثر نیروهای عکس العمل

| p- مقدار | زمان رسیدن به اوج نیروها | |
|----------|------------------------------------|----------------------------------|
| | بدون کفی میانگین ± انحراف معیار | با کفی میانگین ± انحراف معیار |
| ۰/۱۱۴ | ۰/۰۱۸۷±۰/۰۰۴ | ۰/۰۱۶۹±۰/۰۰۳ |
| ۰/۶۴۰ | ۰/۰۵۳۲±۰/۰۱۷۵ | ۰/۰۵۴۹±۰/۰۱۹۲ |
| ۰/۱۳۵ | ۰/۰۳۸۵±۰/۰۱۷۱ | ۰/۰۳۱۴±۰/۰۱۳۴ |
| ۰/۰۶۳ | ۰/۰۶۶۴±۰/۰۲۲ | ۰/۰۵۰۵±۰/۰۱۷۹ |
| ۰/۳۴۲ | ۰/۰۲۶±۰/۰۱۷ | ۰/۰۲۲±۰/۰۰۷ |
| ۰/۹۸۵ | ۰/۰۳۶±۰/۰۰۶۴ | ۰/۰۳۶۶±۰/۰۱۵ |
| ۰/۲۵۸ | ۰/۰۶۸±۰/۰۰۸۸ | ۰/۰۷۱۳±۰/۰۱۱ |

TFZ1: زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی در تماس پنجه با زمین، TFZ2: زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی در تماس پاشنه با زمین، TFX1: زمان رسیدن به حداکثر نیروی افقی در تماس پنجه با زمین، TFX2: زمان رسیدن به حداکثر نیروی افقی در تماس پاشنه با زمین، TFY1: زمان رسیدن به حداکثر نیروی خلفی در تماس پنجه با زمین، TFY2: زمان رسیدن به کمترین نیروی قدامی بعد از تماس پنجه با زمین، TFY3: زمان رسیدن به حداکثر نیروی خلفی در تماس پاشنه با زمین. علامت ستاره (*) نشان دهند اختلاف معنی دار می باشد.



نمودار ۱: میانگین ایمپالس نیروهای Fz، Fy، Fx با و بدون استفاده از کفی هنگام فرود (Imp Z ایمپالس عمودی، Imp Y ایمپالس قدامی-خلفی، Imp X ایمپالس داخلی-خارجی)



نمودار ۲: نرخ بارگذاری نیروی عمودی با و بدون استفاده از کفی هنگام فرود

عنوان یک فاکتور آسیب‌زا یاد شده است. نتایج این تحقیق در رابطه با کاهش ضربه عمودی با نتایج تحقیق Hsu همکارانش در توافق است (۲۶). به علاوه نتایج این تحقیق نشان داد، میزان بار وارد شده نیروی عمودی عکس العمل زمین طی فرود با کفی حدود (وزن بدن بر ثانیه) ۲۳ درصد کاهش یافت. از آنجایی که بافت های بدن انسان خاصیت Viscoelasticity دارند، پاسخ بارگذاری آن ها وابسته به زمان است. بنابراین در نرخ های بارگذاری پایین تر کمتر مستعد آسیب می باشند (۲۸، ۲۷). بار وارد شده به دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی و نوع کفش بستگی دارد. Simpson و همکارانش گزارش کردند که کاهش دامنه حرکتی مفاصل مچ پا و زانو باعث افزایش نرخ بارگذاری می‌گردد (۲۹). در بیماران استئوآرتریت فلکشن زانو در ابتدای فاز استقرار راه رفتن کمتر از حد طبیعی است و این امر باعث افزایش نرخ بارگذاری می‌شود (۳۰). از این رو برخی محققین برای پیشگیری از آسیب های ناشی از نرخ بارگذاری استفاده از کفش مناسب را توصیه نموده اند (۳۱). به نظر می‌رسد کفی مورد استفاده در پژوهش حاضر با توجه به کاهش مقادیر میزان بار وارد شده عمودی و کاهش نیروی عکس‌العمل عمودی و ضربه می‌تواند ریسک آسیب اندام تحتانی را کاهش دهد.

یکی از محدودیت های این تحقیق مطالعه بر روی مردان می‌باشد و با توجه به تفاوت های موجود بین زنان و مردان تعمیم این نتایج بر کل جامعه با مشکل همراه می‌باشد. به نظر می‌رسد، کفی مورد استفاده در پژوهش با توجه به کاهش مقادیر نرخ بارگذاری عمودی، نیروی عمودی عکس-العمل زمین و ضربه عمودی احتمالاً می‌تواند ریسک آسیب اندام تحتانی را کاهش دهد. از آنجا که این تحقیق به بررسی اثر آتی کفی پرداخته است در پژوهش های آتی بهتر است توجه بیشتری به اثرات استفاده طولانی مدت از کفی پرداخته شود.

سپاسگزاری

از تمامی آزمودنی های شرکت کننده در این پژوهش صمیمانه تشکر می‌نمائیم. طرح پژوهش در کمیته اخلاق در مطالعات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان در تاریخ ۱۳۹۴/۳/۲ با شماره ۱۶/۳۵/۹/۱۱۹۹ پ مورد تأیید قرار گرفت.

بررسی تاثیر استفاده فوری از کفی بر نیروهای عکس العمل زمین هنگام دویدن پرداختند، آن ها نشان دادند که استفاده از کفی باعث کاهش نیروی عکس العمل عمودی زمین هنگام تماس پاشنه با زمین می‌شود (۱۴). همچنین محققین بیان کردند که استفاده از کفی طبی هنگام دویدن و راه رفتن باعث کاهش نیروهای عکس العمل زمین می‌شود (۲۰، ۱۵). اکثر مطالعات گذشته در رابطه با تاثیر کفی بر متغیرهای کنتیکتی و کینماتیکی هنگام دویدن و راه رفتن انجام شده است و تاکنون تحقیقی در زمینه تاثیر کفی بر متغیرهای نیروی عکس العمل زمین هنگام فرود صورت نگرفته است در نتیجه اکثر محققان بیان کرده اند که استفاده از کفی باعث کاهش معناداری در میزان نیروی عکس العمل عمودی در لحظه تماس پاشنه با زمین می‌شود (۱۴)، که با نتایج تحقیق حاضر همسو می‌باشد چراکه در این تحقیق مشاهده کردیم هنگام فرود در لحظه تماس پاشنه با زمین Fz2 در اثر استفاده از کفی کاهش می‌یابد. به نظر می‌رسد هنگام فرود، اثر ضربه‌گیری کفی و سطح باعث کاهش در نیروهای عکس العمل زمین می‌شود (۲۳-۲۱). همچنین نتایج این تحقیق نشان داد در شرایط استفاده از کفی مولفه‌ی نیروی عکس العمل در صفحه داخلی - خارجی تغییر معناداری نشان نداده اند. این یافته‌ها با نتایج Miller و همکاران، همسو است. آن ها علت این یافته را دامنه کم اورژن استخوان پاشنه هنگام راه رفتن و عدم حساسیت صفحه نیرو در مواجهه با نیروهای کوچک دانستند (۲۰). Arangio و همکارانش بیان کردند که ظرفیت تحمل نیرو در سومین استخوان کف پای در جهت عرضی در مقایسه با نیروی عمودی بسیار کمتر است (۲۴). نتایج پژوهش Hsu و همکاران نشان داد که پوشیدن کفی که تمامی طول پا را در بر بگیرد، موجب کاهش معنی-دار در نیروی عکس العمل افقی (FXP.O) طی اواخر مرحله استقرار راه رفتن می‌شود (۲۵). اما تاکنون تحقیقی در زمینه تاثیر استفاده از کفی طبی هنگام فرود انجام نشده است.

در مطالعه حاضر، زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس-العمل زمین در هیچکدام از مولفه ها نیروهای عکس العمل هنگام استفاده از کفی تغییر معناداری را نشان ندادند. همچنین نتایج پژوهش حاضر نشان داد که استفاده از کفی موجب کاهش در مقادیر Imp_z شد، اما در Imp_x و Imp_y تاثیر معناداری نداشت. در تحقیقات مختلف از ضربه به

منابع

1. Marshal S, Covassin T, Dick R, Nassar L. Descriptive epidemiology of collegiate women's gymnastics injuries. National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. *Journal of athletic training* 2007; 42(2): 234.
2. Yeow C, Lee J, Goh C. Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *Journal of biomechanics* 2009; 42(12): 1967-1973.
3. Boden B, Dean G, Feagin J, Garrett W. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics* 2000; 23(6): 573-578.
4. Olsen O, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball a systematic video analysis. *The American journal of sports medicine* 2004; 32(4): 1002-1012.
5. Crowell H, Irene S. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clinical biomechanics* 2011; 26(1): 78-83.
6. Zadpoor A, and Asadi N. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clinical Biomechanics* 2011; 26(1): 23-28.
7. Cheung R, Irene S. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2011; 41(12): 914-919.
8. Davis S, Brad J, Joseph H. Vertical impact loading in runners with a history of patellofemoral pain syndrome: 2597. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2010; 42(5): 682.
9. Pohl M, Joseph H, Irene S. Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine* 2009; 19(5): 372-376.
10. Schmitz A, Pohl M, Woods K, Noehren B. Variables during swing associated with decreased impact peak and loading rate in running. *Journal of biomechanics* 2014; 47(1): 32-38.
11. Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement: Lippincott Williams & Wilkins; 2006:23-38.
12. Cook S, Kester M, Brunet M, Haddad Jr. J. Biomechanics of running shoe performance. *Clinics in sports medicine* 1985; 4(4): 619-626.
13. Aguinaldo A, Andrew M. Impact loading in running shoes with cushioning column systems. *Journal of applied biomechanics* 2003; 19(4): 353-360.
14. Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H. 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): 679-684.
15. Mundermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clinical Biomechanics* 2003; 18(3): 254-62.
16. Perry S, Lafortune M. Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. *Clinical Biomechanics* 1995; 10(5): 253-7.
17. O'Leary K, Kristin A, Bryan H. Effect of cushioned insoles on impact forces during running. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 2008; 98(1): 36-41.
18. Faul F, Erdfelder E, Lang A, Buchner A. G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods* 2007; 39(2): 175-191.
19. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics 2nd ed: Human Kinetics; 2013:118-119.
20. Miller C, Laskowski E, Suman V. Effect of corrective rearfoot orthotic devices on ground reaction forces during ambulation In *Mayo Clinic Proceedings* 1996; 71(8): 757-62.
21. Lafortune M, Hennig E, Lake M. Dominant role of interface over knee angle for cushioning impact loading and regulating initial leg stiffness. *Journal of biomechanics* 1996; 29(12): 1523-1529.

22. Schwellnus M, Jordaan G, Noakes T. Prevention of common overuse injuries by the use of shock absorbing insoles a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine* 1990; 18(6): 636-641.
23. Nigg M, Matthew A, Nurse J. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Medicine and science in sports and exercise* 1999; 31(2): 421-428.
24. Arangio G, Beam H, Kowalczyk G, Salathe E. Analysis of stress in the metatarsals. *Foot and Ankle Surgery* 1988; 4(1):123-8.
25. Hsu W, Lewis C, Monaghan G, Saltzman. Orthoses posted in both the forefoot and rearfoot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. *Journal of biomechanics* 2014; 47(11): 2618-25.
26. Hsu W, Lewis C, Monaghan G, Saltzman E. Orthoses posted in both the forefoot and rearfoot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. *Journal of biomechanics* 2014; 47(11): 2618-2625.
27. Riemann B, Schmitz R, Gale, McCaw S. T. Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2002; 32(12): 628-635.
28. Damavandi M, Dixon PC, Pearsall DJ. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. *Human movement science* 2012; 31(1): 182-9.
29. Simpson K, Yom J, Fu Y, Arnett S. Does wearing a prophylactic ankle brace during drop landings affect lower extremity kinematics and ground reaction forces? *Journal of applied biomechanics* 2013; 29(2): 205-213.
30. Radin E, Yang K, Riegger C, Kish V. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *Journal of orthopaedic research* 1991; 9(3): 398-405.
31. Queen R, Mall N, Nunley J, Chuckpaiwong B. Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. *Gait & posture* 2009; 29(4): 582-586.