



تأثیر آبی کفی بر مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل هنگام راه رفتن در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا

محبوبه عالم‌زاده^{۱*}، یاسین حسینی^۲

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه ملایر، ملایر، ایران

دریافت ۱۰ بهمن ۱۳۹۷؛ پذیرش ۲۳ اردیبهشت ۱۳۹۸

واژگان کلیدی

نیروهای عکس‌العمل زمین

نرخ بارگذاری

بی‌ثباتی مچ پا

کفی

راه رفتن

چکیده

زمینه و هدف: نیروهای عکس‌العمل و نرخ بارگذاری هنگام راه رفتن با آسیب‌های مفاصل اندام تحتانی مرتبط می‌باشند. یکی از شیوه‌های تغییر در نیروهای عکس‌العمل و نرخ بارگذاری استفاده از کفی‌ها می‌باشد. هدف از این مطالعه بررسی اثر کفی بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل و نرخ بارگذاری در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا هنگام راه رفتن بود.

روش بررسی: ۱۱ مرد سالم فوتبالیست و ۱۱ مرد فوتبالیست مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا در این مطالعه شرکت کردند. با استفاده از یک صفحه نیرو مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن در دو شرایط با و بدون استفاده از کفی اندازه‌گیری شد. نیروهای عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به اوج نیروها و نرخ بارگذاری استخراج شدند. آزمون آماری آنالیز واریانس اندازه‌های تکراری و مانوا با $(\alpha=0/05)$ جهت تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت.

یافته‌ها: پوشیدن کفی موجب افزایش در اوج اولیه نیروی عکس‌العمل عمودی $(p=0/01)$ در لحظه تماس پاشنه با زمین شد $(p<0/05)$. نرخ بارگذاری بین دو گروه با و بدون کفی تفاوت معنی‌داری نداشت $(p>0/07)$. حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در میانه فاز استقرار در گروه باکفی به‌طور معناداری کمتر از گروه کنترل بود.

نتیجه‌گیری: نتایج نشان داد کفی باعث تعدیل نیروهای عکس‌العمل زمین و کاهش نرخ بارگذاری نمی‌شود. بنابراین درمانگران باید توجه ویژه‌ای به کاهش این نیروها با استفاده از اصلاح استراتژی حرکتی، طراحی کفش مناسب و برنامه تمرینی تقویت عضلات داشته باشند.

مقدمه

اسپرین لیگامنت‌های مچ پا یکی از شایعترین آسیب‌های ورزشی می‌باشد به طوری که ۱۰ تا ۳۰ درصد آسیب‌های ورزشی را به خود اختصاص داده است (هرتال، ۲۰۰۲). در بین آسیب‌های لیگامنتی مچ پا، اسپرین لیگامنت خارجی مچ پا شایع‌ترین آنها می‌باشد که در نتیجه اینورژن بیش از حد مچ پا، به خصوص زمانی که مچ پا در وضعیت پلانتر فلکشن قرار دارد رخ می‌دهد (ژانگ و همکاران، ۲۰۰۹؛ کوردوا و همکاران، ۲۰۰۰). نتایج مطالعات نشان داده است که ۷۳٪ از ورزشکاران مبتلا به اولین اسپرین مچ پا در معرض خطر اسپرین مجدد مچ پا قرار می‌گیرند که در ۵۹٪ از این افراد، این عارضه به طور معنی‌داری باقی مانده و منجر به ناتوانی عملکردی مچ پا در آنها می‌گردد. این افراد علائمی از قبیل درد، تورم، بی‌ثباتی، احساس خالی شدن مچ پا را برای هفته‌ها و یا حتی سال‌ها تجربه می‌کنند که در اغلب موارد به بی‌ثباتی مزمن مچ پا اشاره می‌شود (آناندا کروماسی و بارنسلی، ۲۰۰۵). همچنین بدنبال اسپرین‌های مجدد، خطر مبتلا به استئوآرتریت و تخریب مفاصل مچ پا افزایش می‌یابد (هرتال، ۲۰۰۲).

یکی از مهمترین نیروهای وارد شده بر بدن هنگام راه رفتن، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین می‌باشد که در تحقیقات گذشته از بزرگی آن به عنوان یک شاخص خطر در بروز آسیب‌های اندام تحتانی یاد شده است (یئو و همکاران، ۲۰۰۹؛ اولسن و همکاران، ۲۰۰۴). با استفاده از نیروهای عکس‌العمل 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 (زادپور و نیکویان، ۲۰۱۱). میزان نیروهای عکس‌العمل و نرخ بارگذاری با آسیب‌های اندام تحتانی تغییر می‌کنند. یافته‌ها نشان داده‌اند که اوج اول نیروی عکس‌العمل عمودی در افراد مبتلا به اسپرین مچ پا بیشتر از گروه کنترل می‌باشد در حالی که زمان رسیدن به اوج این نیرو در افراد مبتلا به اسپرین مچ پا کمتر از افراد سالم می‌باشد (دایاکیدز و بودولاس، ۲۰۰۶). ژانگ و همکاران (۲۰۱۲) در مطالعه خود نشان دادند که اوج اول نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا هنگام استفاده از بریس نرم کاهش می‌یابد در حالی که هنگام استفاده از بریس سخت اوج دوم نیروی عکس‌العمل

عمودی زمین در افراد مبتلا به اسپرین مچ پا افزایش یافته بود. یکی دیگر از شیوه‌های تغییر در میزان نیروهای عکس‌العمل و نرخ بارگذاری استفاده از کفی‌ها می‌باشد. کفی‌ها می‌توانند برای درمان و پیشگیری از تکرار این آسیب، کنترل حرکات مچ پا، حفظ تعادل بیشتر، کاهش فشارهای بیومکانیکی و جذب شوک استفاده شوند. بسیاری از مراکز تجاری در تبلیغات خود خاصیت جذب شوک و افزایش پایداری را برای کفی‌های Arch Support بیان می‌کنند (ویندلی، ۱۹۹۹). مطالعات بر روی افراد سالم نشان داده است که استفاده از کفی اولین قله نیروی عکس‌العمل و نرخ بارگذاری را در افراد سالم حین راه رفتن کاهش می‌دهد (دی کاسترو و همکاران، ۲۰۱۴؛ اسلامی و همکاران، ۲۰۱۴). در حالی که خان‌محمدی و همکاران (۲۰۱۱) گزارش کردند که کفی موجب افزایش قله اول نیروی عکس‌العمل در افراد سالم می‌گردد. همچنین در مطالعه دیگری نشان داده شد که کفی‌های مختلف اثر چندانی بر متغیرهای کینتیکی افراد سالم حین راه رفتن ندارند (نیگ و همکاران، ۱۹۸۸).

با این وجود مطالعه‌ای در مورد درک ویژگی‌های نیروی عکس‌العمل هنگام استفاده از کفی در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا یافت نشد. بنابراین هدف ما از این تحقیق بررسی اثر کفی بر مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل، زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل و نرخ بارگذاری هنگام راه رفتن در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا بود.

مواد و روش‌ها

- آزمودنی‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی است. در این پژوهش از بین فوتبالیست‌های مرد استان همدان تعداد ۱۱ نفر واجد شرایط به عنوان گروه کنترل و تعداد ۱۱ نفر از فوتبالیست‌های مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا به عنوان گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا انتخاب شدند. نحوه انتخاب آزمودنی‌ها به این شکل بود که در ابتدا فراخوان عمومی در باشگاه‌های فوتبال همدان توزیع شد و سپس از بین افراد شرکت کننده، افرادی که پای راست آنها آسیب دیده بود انتخاب گردید و در نهایت از بین این افراد تعداد ۱۱ نفر به صورت تصادفی انتخاب گردید. تعداد آزمودنی‌های با توجه به $\alpha=0.05$ ، $\beta=0.80$ (توان آماری ۰.۸۰) با استفاده از نرم‌افزار

برای ثبت و تحلیل اطلاعات کینماتیکی دوییدن از دستگاه Vicon Motion Lab Systems,] تحلیل سه بعدی [Inc.15045 Old Hammond Highway, Baton Rouge, LA 70816USA و چهار دوربین سری T استفاده شد. با استفاده از دو صفحه نیرو Kistler AG, Winterthur, Switzerland) با ابعاد $(400 \times 600 \text{ mm}^2)$ نیروهای عکس‌العمل زمین^۱ (GRF) در جهت‌های عمودی (F_z) ، قدامی - خلفی (F_y) و داخلی - خارجی (F_x) هنگام راه رفتن اندازه‌گیری شدند. فرکانس نمونه‌برداری برابر 1000 Hz تعیین شد. این دو صفحه نیرو در امتداد یکدیگر، با فاصله ۱ سانتیمتر از هم در نیمه‌ی راه یک مسیر ۲۰ متری طوری قرار گرفته بودند که آزمودنی حداقل ۵ گام قبل از رسیدن به صفحه نیرو بر می‌داشت. قبل از شروع ثبت داده‌ها ابتدا صفحه نیروها کالیبره شدند.

طی راه رفتن، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین (GRF) مربوط به هر دو پا ثبت می‌شد و نتایج مربوط به پای غالب (پای آسیب دیده) جهت تحلیل مورد استفاده قرار گرفت. قبل از اجرای آزمون، جهت ایجاد هماهنگی با شرایط آزمایش هر آزمودنی حدود ۵ دقیقه در سطح آزمایشگاه راه می‌رفت. سپس هر آزمودنی ۶ بار با سرعت معمولی آزمودنی‌ها موظف بودند که یک مسیر ۲۰ متری را در مدت زمان ۱۱ ثانیه طی کنند [با کفش و ۶ بار با (کفش+ کفی) راه می‌رفتند. اطلاعات کینتیکی و کینماتیکی افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا در هر دو شرایط (با کفش، کفش و کفی) و همچنین افراد سالم ثبت گردید. در پژوهش حاضر نوع کفش (طرح ASICS) برای تمام آزمودنی‌ها یکسان و با توجه به شماره پای آنها انتخاب شد.

- پردازش داده‌ها

داده‌های کینتیکی به دست آمده با استفاده از فیلتر باترورث سطح چهار و بدون اختلاف فازی با فرکانس برش 20 Hz هموار شدند. متغیرهای اوج نیروهای عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به نیروها و نرخ بارگذاری اندازه‌گیری شدند. برای متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین سه مؤلفه عمودی، سه مؤلفه داخلی - خارجی و دو مؤلفه قدامی - خلفی استخراج شدند. برای نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای عمودی، سه نقطه شامل مقدار اوج نیروی عمودی در لحظه

G Power براساس روش محاسبه توان اردفدل در نظر گرفته شد (اردفدل و همکاران، ۲۰۰۷؛ رابرتسون، ۲۰۱۸). میانگین و انحراف استاندارد سن، قد و جرم آزمودنی‌های گروه کنترل به ترتیب $(21/9 \pm 1/6)$ سال، (175 ± 6) سانتی‌متر) و (75 ± 9) کیلوگرم) و درگروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا $(22/9 \pm 1/3)$ سال، (172 ± 3) سانتی‌متر) و (77 ± 7) کیلوگرم) بود. معیارهای ورود به گروه کنترل عبارت بودند از برخورداری از سیستم اسکلتی - عضلانی طبیعی، داشتن ساختار اسکلتی طبیعی پا. همچنین معیارهای ورود به گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا عبارت بودند از: کسب امتیاز بالای ۲۶ از پرسشنامه ارزیابی عملکرد مچ پا. سابقه یک بار پیچ‌خوردگی شدید بخش خارجی مچ پا در پای راست، سابقه احساس ناپایداری مچ پا طی ۶ ماه اخیر. آزمودنی‌هایی که دارای سابقه جراحی، ناهنجاری‌های ارتوپدی از جمله اختلاف طول دو پا (بیشتر از ۳ میلی‌متر) بودند از مطالعه مورد نظر حذف می‌شدند. آزمودنی‌های گروه کنترل نیز راست پا بودند که با آزمون ضربه به توپ برای پا سنجیده شد. به آزمودنی‌ها توصیه شده بود تا از پرداختن به فعالیت فیزیکی خسته‌کننده از ۴۸ ساعت قبل از آزمایش خودداری نمایند.

قبل از اجرای آزمون اهداف و روش مطالعه برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. آزمودنی‌ها از روند چگونگی آزمون اطلاع کامل داشتند. همه داوطلبان فرم رضایت نامه کتبی را قبل از شرکت در فعالیت امضا نمودند.

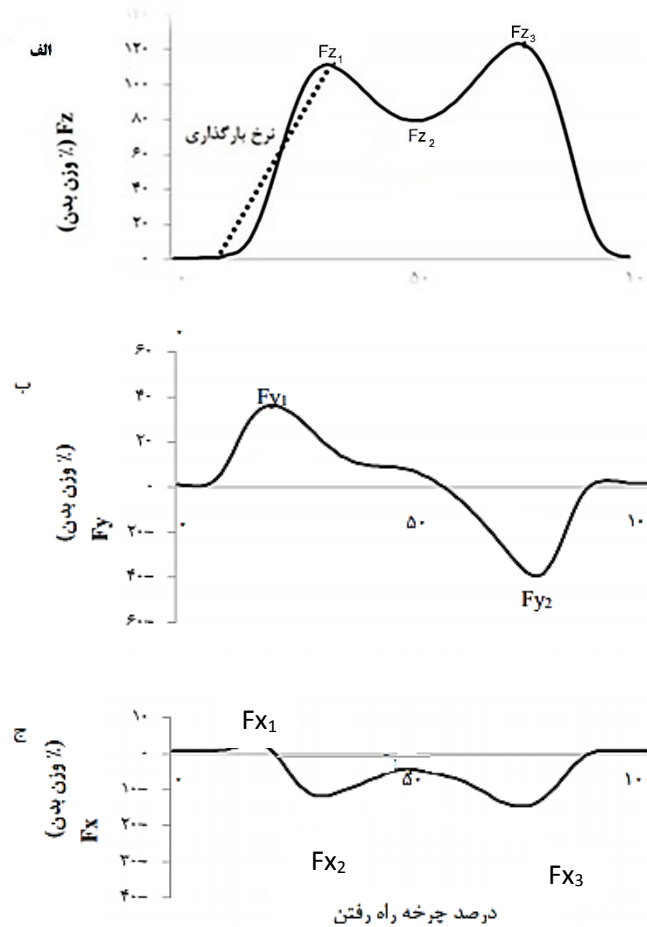
- ابزار و روش اجرا

در ابتدا آزمودنی‌ها پرسشنامه ارزیابی عملکرد مچ پا را پر می‌کردند. در این پرسشنامه ۱۲ سؤال ۵ گزینه‌ای مطرح شده‌است که براساس مقیاس لیکرت با اعداد ۰ تا ۴ امتیازدهی می‌شوند و حداکثر امتیاز کلی این ابزار ۴۸ می‌باشد. امتیاز بالاتر از ۲۶ نشان دهنده وجود محدودیت عملکردی مچ پای آسیب دیده بود (روس و همکاران، ۲۰۰۸). کفش مورد استفاده در این پژوهش از نوع نیمه سخت (shore A برابر با ۵۳)، فاصله قوس داخلی تا زمین ۱۵ میلی‌متر و درجه Posting آن ۸ درجه بود. کفی کفش متناسب با پای افراد و توسط متخصص ارتوپد فنی ساخته شد. سرعت حرکت با استفاده از چهار عدد دوربین Vicon (100 Hz) (و مارکرهای منعکس‌کننده نور محاسبه شد.

1. Ground reaction force

راستای داخلی - خارجی سه نقطه اوج نیروی خارجی در لحظه تماس اولیه (F_{X1}) و زمان رسیدن به این نیرو (T_{X1})، اوج اولیه نیروی داخلی در میانه فاز استقرار (F_{X2}) و زمان رسیدن به این نیرو (T_{X2}) و اوج دوم نیروی داخلی در فاز پیشرونده (F_{X3}) و زمان رسیدن به این نیرو (T_{X3}) محاسبه شدند (شکل ۱). همه نیروهای عکس‌العمل زمین برحسب وزن فرد همسان سازی شدند.

تماس اولیه پاشنه (F_{Z1}) و زمان رسیدن به این نیرو (T_{Z1})، مقدار نیروی عمودی در میانه فاز استقرار (F_{Z2}) و زمان رسیدن به این نیرو (T_{Z2})، مقدار اوج نیروی عمودی در فاز پیش رونده (F_{Z3}) و زمان رسیدن به این نیرو (T_{Z3}) محاسبه شد. در راستای قدامی - خلفی اوج نیروی خلفی در لحظه تماس اولیه پاشنه (F_{Y1}) و زمان رسیدن به این نیرو (T_{Y1})، مقدار اوج نیروی قدامی در فاز پیشروی (F_{Y2}) و زمان رسیدن به این نیرو (T_{Y2}) محاسبه شد. همچنین در



شکل ۱: مؤلفه‌های عمودی، قدامی - خلفی و داخلی - خارجی نیروهای عکس‌العمل زمین

برای تحلیل آماری داده‌ها ابتدا از آزمون شاپیروویک برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. با توجه به طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس اندازه‌های تکراری برای مقایسه درون گروهی و آزمون مانوا برای مقایسه بین گروهی در سطح معنی‌داری $\alpha=0,05$ استفاده گردید. کلیه تجزیه و تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ انجام گرفت.

میزان بار وارد شده عمودی (Loading rate) به‌عنوان شیب بخش اولیه (بین لحظه تماس پاشنه تا اولین اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین) منحنی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین تعریف و با فرمول زیر محاسبه شد.

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

نتایج

بی‌ثباتی مچ پا (بدون استفاده از کفی) در جدول ۱ نشان داده شده است.

میانگین و انحراف استاندارد اوج نیروهای عکس‌العمل عمودی و افقی زمین در گروه کنترل و گروه مبتلا به

جدول ۱: اوج نیروهای عکس‌العمل Fx-Fy-Fz برحسب درصدی از وزن بدن در گروه کنترل و بدون کفی طی مرحله استقرار راه رفتن

کنترل	بدون کفی	اوج نیروهای عکس‌العمل زمین	
۱۱۸/۵±۸/۷	۱۲۰/۸±۱۷	Fz ₁	Fz(%BW)
۸۰/۳±۶/۸	۶۹/۷±۱۱ *	Fz ₂	
۱۰۶ ±۶/۸	۱۱۰/۸±۷	Fz ₃	
۹/۷±۵	۱۱/۰۷±۴/۷	Fx ₁	Fx(%BW)
۱۱/۵۵±۳	۱۳/۹۶±۳/۴	Fx ₂	
۱۲/۴۷±۳/۴	۱۵±۳	Fx ₃	
۲۹/۶±۴/۹	۳۹/۲±۹ *	Fy ₁	Fy(%BW)
۳۸/۱۴±۳	۴۲/۵۷±۷	Fy ₂	

* معنی‌داری بین گروه بدون کفی و کنترل

Fy₁ در گروه کنترل ۳۲/۵ درصد کمتر از گروه بدون کفی بود (P<۰/۰۵) و Fy₂ در دو گروه تفاوت معنی‌داری نداشتند (P>۰/۰۵).

میانگین و انحراف استاندارد اوج نیروهای عکس‌العمل عمودی و افقی زمین در گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا (با کفی) و گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا (بدون کفی) در جدول ۲ نشان داده شده است.

در مقایسه گروه کنترل و گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا (بدون کفی) نتایج نشان دادند که Fz₁ بین گروه کنترل و گروه بدون کفی تفاوت معنی‌داری ندارند (p>۰/۰۵). Fz₂ در گروه کنترل ۱۵ درصد بیشتر از گروه بدون کفی بود (P<۰/۰۵).

در مؤلفه‌های افقی Fx بین دو گروه کنترل و بدون کفی تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (p>۰/۰۵). مؤلفه نیروی

جدول ۲: اوج نیروهای عکس‌العمل Fx-Fy-Fz برحسب درصدی از وزن بدن در گروه با و بدون کفی طی مرحله استقرار راه رفتن

با کفی	بدون کفی	اوج نیروهای عکس‌العمل زمین	
۱۲۵/۵± ۱۴ *	۱۲۰/۸±۱۷	Fz ₁	Fz(%BW)
۶۸/۹±۷	۶۹/۷±۱۱	Fz ₂	
۱۱۳/۵±۹	۱۱۰/۸±۷	Fz ₃	
۱۱/۷±۴	۱۱/۰۷±۴/۷	Fx ₁	Fx(%BW)
۱۴/۰۷±۲/۸	۱۳/۹۶±۳/۴	Fx ₂	
۱۲/۹۵±۲/۶	۱۵±۳ *	Fx ₃	
۴۱/۴۶±۷/۸	۳۹/۲±۹	Fy ₁	Fy(%BW)
۴۲/۷۲±۶	۴۲/۵۷±۷	Fy ₂	

* معنی‌داری بین گروه بدون کفی و با کفی

نسبت به گروه بدون کفی معنی‌دار بود (P=۰/۰۱). همچنین Fx₃ در هنگام استفاده از کفی ۱۲/۹۵ درصد وزن بدن بود که کفی موجب کاهش ۱۶ درصد وزن بدن بر ثانیه در این

در مقایسه گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا هنگام استفاده از کفی و بدون کفی نتایج نشان دادند که Fz₁ در گروه با کفی ۱۲۵/۵ درصد وزن بدن بود که پوشیدن کفی موجب افزایش ۴ درصدی این متغیر شد و این میزان افزایش

میانگین و انحراف استاندارد اوج نیروهای عکس‌العمل عمودی و افقی زمین در گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا (با کفی) و گروه کنترل در جدول ۳ نشان داده شده است.

متغیر شد ($P=0/043$). در سایر مؤلفه‌ها بین دو گروه تفاوت معنی‌داری یافت نشد ($p>0/05$).

جدول ۳: اوج نیروهای عکس‌العمل $F_x-F_y-F_z$ برحسب درصدی از وزن بدن در گروه با کفی و کنترل طی مرحله استقرار راه رفتن

کنترل	با کفی	اوج نیروهای عکس‌العمل زمین
۱۱۸/۵±۸/۷	۱۲۵/۵±۱۴	Fz ₁
۸۰/۳±۶/۸	۶۸/۹±۷ *	Fz ₂
۱۰۶±۶/۸	۱۱۳/۵±۹ *	Fz ₃
۹/۷±۵	۱۱/۷±۴	Fx ₁
۱۱/۵۵±۳	۱۴/۰۷±۲/۸	Fx ₂
۱۲/۴۷±۳/۴	۱۲/۹۵±۲/۶	Fx ₃
۲۹/۶±۴/۹	۴۱/۴۶±۷/۸ *	Fy ₁
۳۸/۱۴±۳	۴۲/۷۲±۶ *	Fy ₂

* معنی‌داری بین گروه کنترل و با کفی

در مؤلفه‌های افقی F_x بین دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($p>0/05$). مؤلفه نیروی F_{y1} و F_{y2} در گروه با کفی به ترتیب ۴۰ و ۱۲ درصد بیشتر از گروه کنترل بود ($P<0/05$).

میانگین و انحراف استاندارد زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در جدول ۴ گزارش شده است.

در مقایسه گروه کنترل و گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا (با کفی) نتایج نشان دادند که Fz_1 بین گروه کنترل و گروه با کفی تفاوت معنی‌داری ندارند ($p>0/05$). Fz_2 در گروه کنترل ۱۶/۵ درصد بیشتر از گروه با کفی بود ($P<0/05$). مقدار Fz_3 در گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا حین استفاده از کفی نیز ۷/۵ درصد بیشتر از گروه کنترل بود ($P<0/05$).

جدول ۴: زمان رسیدن به اوج نیروهای $F_x-F_y-F_z$ در گروه‌های مختلف طی مرحله استقرار راه رفتن (برحسب میلی‌ثانیه)

کنترل	تجربی (با کفی)	تجربی (بدون کفی)	زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین
۰/۰۱۹±۰/۰۰۱	۰/۰۱۵±۰/۰۰۲ *	۰/۰۱۶±۰/۰۰۲ **	Tz ₁
۰/۰۳۵±۰/۰۰۳	۰/۰۳۱±۰/۰۰۳ *	۰/۰۳۱±۰/۰۰۳ **	Tz ₂
۰/۰۵۵±۰/۰۰۲	۰/۰۴۹±۰/۰۰۵ *	۰/۰۵۴±۰/۰۰۷	Tz ₃
۰/۰۰۶±۰/۰۰۱	۰/۰۰۵±۰/۰۰۱	۰/۰۰۵±۰/۰۰۱ **	Tx ₁
۰/۰۰۲±۰/۰۰۶	۰/۰۱۳±۰/۰۰۲ *	۰/۰۱۶±۰/۰۰۷	Tx ₂
۰/۰۵۵±۰/۰۰۴	۰/۰۴۷±۰/۰۱ *	۰/۰۵۱±۰/۰۰۸	Tx ₃
۰/۰۱۳±۰/۰۰۱	۰/۰۱۱±۰/۰۰۱ *	۰/۰۱۱±۰/۰۰۱ **	Ty ₁
۰/۰۶۳±۰/۰۰۲	۰/۰۵۵±۰/۰۰۵ *	۰/۰۶۱±۰/۰۰۷	Ty ₂

* معنی‌داری بین گروه تجربی با کفی و گروه کنترل

** معنی‌داری بین گروه تجربی بدون کفی و کنترل

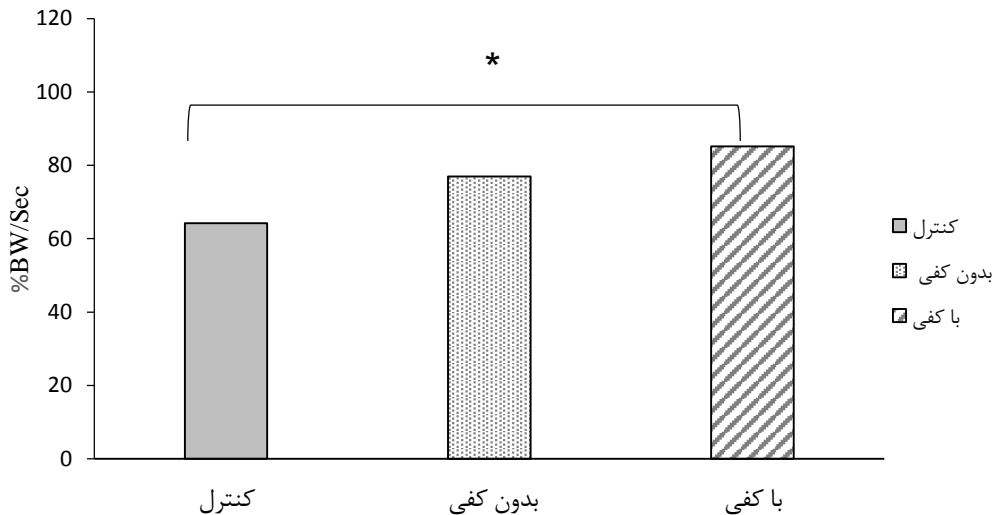
به اوج نیروها در گروه کنترل بیشتر از گروه با کفی بود ($P<0/05$).

نمودار ۱ میزان نرخ بارگذاری نیروی عکس‌العمل عمودی را در سه گروه مختلف طی مرحله استقرار راه رفتن نشان می‌دهد.

نتایج نشان دادند که زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های نیروهای (Ty_1, Tz_2, Tz_1) در گروه کنترل به‌طور معنی‌داری بیشتر از دو گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا (با کفی و بدون کفی) بوده است ($P<0/05$). در سایر مؤلفه‌ها، زمان رسیدن

وزن بدن بر ثابته افزایش داده بود ($P=0/002$) در حالی که نرخ بارگذاری بین دو گروه کنترل و مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا بدون استفاده از کفی تفاوت معنی‌داری نداشتند ($P=0/07$).

میانگین نرخ بارگذاری در گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا هنگام استفاده از کفی، بدون کفی و کنترل به ترتیب ۸۵/۱۵۳، ۷۶/۹۸، ۶۴/۲۱ درصد وزن بدن بر ثابته می‌باشد. نتایج نشان دادند که پوشیدن کفی نرخ بارگذاری در گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا را نسبت به گروه کنترل ۳۲٪



نمودار ۱: نرخ بارگذاری نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در سه گروه مختلف طی مرحله استقرار راه رفتن

نرخ بارگذاری بین دو گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا (با کفی و بدون کفی) تفاوت معنی‌داری نداشت ($P=0/07$).

کفی از نوع نیمه سخت بود و نتوانسته نقش حمایتی در مرحله تماس اولیه پاشنه پا با زمین داشته باشد و در نتیجه ممکن است موجب اختلال در عملکرد عضلات و تغییر در دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی از قبیل مچ و زانو شده و در ادامه نیروی عکس‌العمل عمودی در لحظه تماس پاشنه را افزایش داده است (برون و همکاران، ۲۰۰۸). همچنین نتایج تحقیق حاضر نشان داد حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در میانه فاز استقرار در گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا حین استفاده از کفی به‌طور معناداری کمتر از گروه کنترل است. هر کدام از علل مذکور باعث ایجاد عوارض و دفورمیتی‌های در اندام بالایی می‌شود. به‌عنوان مثال افزایش پرونیشن پا باعث افزایش والگوس زانو و افزایش فشار وارده به رباط متقاطع قدامی می‌شود. از آنجا که افراد با عارضه ناپایداری مچ پا با اختلال در سیستم حسی عمقی مفصل مچ پا مواجه هستند (زویتا و همکاران، ۲۰۱۳)، به نظر می‌رسد در این گروه از افراد اختلال در سیستم حسی عمقی،

بحث و بررسی

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر کفی بر مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل، زمان رسیدن به اوج نیروها و نرخ بارگذاری هنگام راه رفتن در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا بود. نتایج تحقیق حاضر نشان داد اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در لحظه تماس پاشنه با زمین در گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا هنگام استفاده از کفی به‌طور معناداری بزرگتر از گروه بدون کفی بود. در فاز استقرار راه رفتن فاکتورهای مختلفی از قبیل جنس کف پوش، نوع کفش مورد استفاده، زمان‌بندی عضلات، دامنه حرکتی مفاصل اثر مستقیمی بر نیروهای عکس‌العمل زمین دارد (اسلامی و همکاران، ۲۰۰۹). در این تحقیق چون هم سطحی که آزمایش روی آن صورت می‌گرفت و هم کفش مورد استفاده در آزمایش یکسان در نظر گرفته شد پس می‌توان احتمال داد که علت افزایش در مؤلفه نیروی عکس‌العمل عمودی افراد تجربی هنگام استفاده از کفی جنس کفی باشد چرا که

زمین و یا در اثر کاهش زمان رسیدن به آن می‌باشد (کرول و همکاران، ۲۰۱۱). همان‌طور که در تحقیق حاضر مشاهده شد در گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا نسبت به گروه کنترل، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بیشتر و همچنین زمان رسیدن به این نیرو کمتر می‌باشد و برآیند افزایش نیروی عکس‌العمل و کاهش زمان رسیدن به اوج نیرو باعث افزایش نرخ بارگذاری می‌شود. نتایج این تحقیق نشان داد که استفاده از کفی در کاهش نرخ بارگذاری تأثیری نداشته است. رانو و همکاران نیز به بررسی تأثیر کفی بر نیروهای عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری ۱۲ آزمودنی (۷ زن و ۵ مرد) هنگام دویدن پرداختند. نتایج تحقیق رانو نشان داد کفی هیچگونه تأثیری بر نیروهای عکس‌العمل زمین ندارد (رانو و همکاران، ۲۰۰۹). نیگ و همکاران در سال ۱۹۸۸ تغییرات در اوج نیروی عمودی، زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی و ماکزیمم نرخ بارگذاری عمودی را در یک گروه از دوندگان که کفش‌های دویدن با چهار نوع مختلف کفی ویسکوالاستیک پوشیده بودند مورد مقایسه قرار دادند، نتایج نشان داد که کفی‌های مختلف اثر قابل ملاحظه‌ای را بر روی ارزش‌های عددی متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی ندارند. علاوه بر این؛ بهبود الگوی راه رفتن دوندگان به‌ویژه در صفحه ساجیتال بسیار کمتر از مقادیر قابل انتظار بود (نیگ و همکاران، ۱۹۸۸). طی مطالعه‌ای کوپین و همکاران توصیه نمودند که با استفاده از برنامه تمرینی مناسب می‌توان میزان آسیب ناشی از نرخ بارگذاری بالا را به حداقل رساند. افزایش نرخ بارگذاری با انواع آسیب‌ها اندام تحتانی در ارتباط است و کاهش نرخ بارگذاری در تحقیقات مختلف به‌عنوان یک راهبرد در کاهش آسیب‌های اندام تحتانی در نظر گرفته شده است (کوپین و همکاران، ۲۰۰۹). لذا به نظر می‌رسد تقویت عضلات احاطه کننده مچ پا (دورسی فلکسورها، پلانترافلکسورها، اینورتورها و اورتورها) در قالب یک برنامه تمرینی می‌تواند به بهتر شدن شرایط گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا کمک کند. لذا پیشنهاد می‌شود در یک تحقیق جدید به بررسی تأثیر تمرینات عضلات مچ پا بر مقادیر نیروی عکس‌العمل پرداخته شود. این تحقیق از محدودیت‌های خاصی نیز برخوردار است که از آن جمله می‌توان به مواردی چون عدم آگاهی کامل از شرایط روحی افراد شرکت کننده در تحقیق و عدم مطالعه در رابطه با زنان اشاره کرد.

اختلال در عملکرد عضلات اینورتور و اورتور و همچنین تغییر دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی باعث افزایش نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در لحظه تماس پاشنه با زمین می‌شود (مورلی و همکاران، ۲۰۰۹ و سودا و همکاران، ۲۰۱۱).

نتایج این تحقیق نشان داد در گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا حین استفاده از کفی نیروی عکس‌العمل خلفی به‌طور معناداری بزرگتر از گروه کنترل می‌باشد. تحقیقات گذشته نشان داده‌اند نیروی عکس‌العمل خلفی معادل نیروی برشی قدامی به اندام تحتانی می‌باشد و افزایش این نیرو باعث افزایش فشار بر روی لیگامنت‌های مختلف از جمله رباط متقاطع قدامی می‌باشد (یو و همکاران، ۲۰۰۶).

با بررسی نتایج تحقیق حاضر مشخص شد که پوشیدن کفی نرخ بارگذاری در گروه مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا را نسبت به گروه کنترل ۳۲٪ وزن بدن بر ثانیه افزایش داده بود. از آنجا که ساختارهای بدن انسان دارای خاصیت ویسکوالاستیکی هستند، به این معنی که پاسخ بارگذاری آنها وابسته به زمان است، به‌عبارت دیگر هرچه زمان رسیدن به اوج نیرو بیشتر باشد میزان نرخ بارگذاری کمتر است و همچنین هرچه زمان رسیدن به اوج نیرو کمتر باشد میزان نرخ بارگذاری بیشتر و احتمال آسیب هم افزایش می‌یابد (کولین و همکاران، ۲۰۱۱). دامنه حرکتی کم مفاصل مچ پا، زانو و ران، الگوی حرکت و میزان انطباق کل پا یا سفتی کل بدن بر روی نرخ بارگذاری اثر می‌گذارد (بروقلی و همکاران، ۲۰۰۸). به‌عنوان مثال ماندرامان و همکارانش (۲۰۰۵) گزارش کردند که در فاز تماس پاشنه با زمین افرادی با عارضه استئوآرتریت زانو، دارای فلکشن زانوی کمتری در مقایسه با افراد عادی هستند در نتیجه میزان نرخ بارگذاری بیشتری در این افراد مشاهده شد (ماندرامان و همکاران، ۲۰۱۱). به نظر می‌رسد کاهش دامنه حرکتی مچ پا باعث افزایش نرخ بارگذاری شده این نتایج با نتایج سیمپسون و همکاران در زمینه کاهش دامنه حرکتی همسو است (سیمپسون و همکاران، ۲۰۱۳). محققین گزارش کردند که استفاده از بریس حمایتی در مچ پا موجب کاهش دامنه حرکتی مفاصل مچ پا و زانو می‌گردد و باعث افزایش نرخ بارگذاری و افزایش ریسک ابتلا به آسیب می‌شود (سیمپسون و همکاران، ۲۰۱۳). افزایش نرخ بارگذاری در نتیجه افزایش در مقدار نیروی عکس‌العمل

نتیجه‌گیری

نتایج این تحقیق نشان داد استفاده از کفی باعث تعدیل این نیروها و کاهش نرخ بارگذاری نمی‌شود. از آنجا که نیروهای عکس‌العمل زمین باعث تشدید آسیب‌های ساختاری از قبیل استرس فراکچر می‌شود. بنابراین درمانگران باید توجه ویژه‌ای به کاهش این نیروها با استفاده از اصلاح استراتژی حرکتی، طراحی کفش مناسب و برنامه تمرینی تقویت عضلات نمایند.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از کلیه آزمودنی‌های شرکت کننده در پژوهش، مسئولین آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد واحد همدان که در اجرای این مطالعه ما را یاری نموده‌اند کمال تشکر را داریم.

References

- Anandacoomarasamy, A., & Barnsley, L. (2005). "Long term outcomes of inversion ankle injuries". *British journal of sports medicine*, 39(3), e14-e14.
- Brown C, Padua D, Marshall S W, & Guskiewicz K. (2008). "Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers". *Clinical biomechanics*, 23(6), 822-831.
- Brughelli M, & Cronin J. "Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness". (2008). *Sports Medicine*, 38(8), 647-657.
- Castro, M. P., Figueiredo, M. C., Abreu, S., Sousa, H., Machado, L., Santos, R., & Vilas-Boas, J. P. (2015). "The influence of gait cadence on the ground reaction forces and plantar pressures during load carriage of young adults". *Applied ergonomics*, 49, 41-46.
- Cordova, M. L., Ingersoll, C. D., & LeBlanc, M. J. (2000). "Influence of ankle support on joint range of motion before and after exercise": a meta-analysis. *Journal of Orthopaedic and Sports physical therapy*, 30(4), 170-182.
- Dayakidis, M. K., & Boudolos, K. (2006). "Ground reaction force data in functional ankle instability during two cutting movements". *Clinical Biomechanics*, 21(4), 405-411.
- De Castro, M. P., Abreu, S., Pinto, V., Santos, R., Machado, L., Vaz, M., & Vilas-Boas, J. P. (2014). "Influence of pressure-relief insoles developed for loaded gait (backpackers and obese people) on plantar pressure distribution and ground reaction forces". *Applied ergonomics*, 45(4), 1028-1034.
- Eslami, M., Begon, M., Hinse, S., Sadeghi, H., Popov, P., & Allard, P. (2009). "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*, 12(6), 679-684.
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A. G., & Buchner, A. (2007). *G* Power 3: "A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences"*. *Behavior research methods*, 39(2), 175-191.
- Frederick, E. C., & Hagy, J. L. (1986). "Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running". *International journal of sport biomechanics*, 2(1), 41-49.
- Gerber, J. P., Williams, G. N., Scoville, C. R., Arciero, R. A., & Taylor, D. C. (1998). "Persistent disability associated with ankle sprains: a prospective examination of an athletic population". *Foot & ankle international*, 19(10), 653-660.
- Gross, P., & Marti, B. (1999). "Risk of degenerative ankle joint disease in volleyball players: study of former elite athletes". *International journal of sports medicine*, 20(01), 58-63.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2006). *Biomechanical basis of human movement*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Harrington, K. D. (1979). "Degenerative arthritis of the ankle secondary to long-standing lateral ligament instability". *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 61(3), 354-361.
- Henry, B., McLoda, T., Docherty, C. L., & Schrader, J. (2010). "The effect of plyometric training on peroneal latency". *Journal of sport rehabilitation*, 19(3), 288-300.
- Hertel, J. (2002). "Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability". *Journal of athletic training*, 37(4), 364.
- Hosea, T. M., Carey, C. C., & Harrer, M. F. (2000). "The gender issue: epidemiology of ankle injuries in athletes who participate in basketball". *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 372, 45-49.
- Hoseney, K., Ginley, S., Hale, B., & Knight, A. (2012). "Difference in landing kinetics during simulated ankle sprain motion between chronic ankle instability and healthy participants". *American college of sports medicine*. In 40th Annual meeting.

- Kaminski, T. W., Buckley, B. D., Powers, M. E., Hubbard, T. J., & Ortiz, C. (2003). "Effect of strength and proprioception training on eversion to inversion strength ratios in subjects with unilateral functional ankle instability". *British journal of sports medicine*, 37(5), 410-415.
- Khanmohammad, F., Ghasemi, M. S., Jafari, H., Hajiaghaie, B., & Sanjari, M. A. (2012). "The effect of poron layered insole on ground reaction force in comparison with common insole on subjects with flexible flat foot". *Journal of Modern Rehabilitation*, 5(4), 55-63. (In Persian)
- Kulin R M, Jiang F, & Vecchio K S. (2011). "Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure". *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(1), 57-75.
- Matsusaka, N., Yokoyama, S., Tsurusaki, T., Inokuchi, S., & Okita, M. (2001). "Effect of ankle disk training combined with tactile stimulation to the leg and foot on functional instability of the ankle". *The American journal of sports medicine*, 29(1), 25-30.
- Mckay, G. D., Goldie, P. A., Payne, W. R., & Oakes, B. W. (2001). "Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors". *British journal of sports medicine*, 35(2), 103-108.
- McKeon, P. O., Ingersoll, C. D., Kerrigan, D. C., Saliba, E., Bennett, B. C., & Hertel, J. (2008). "Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability". *Medicine & science in sports & exercise*, 40(10), 1810-1819.
- Miller, C. D., Laskowski, E. R., & Suman, V. J. (1996, August). Effect of corrective rearfoot orthotic devices on ground reaction forces during ambulation. In *Mayo Clinic Proceedings* (Vol. 71, No. 8, pp. 757-762). Elsevier.
- Nigg, B. M., Herzog, W., & Read, L. J. (1988). "Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running". *The American journal of sports medicine*, 16(1), 70-76.
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). "Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis". *The American journal of sports medicine*, 32(4), 1002-1012.
- Osborne, M. D., Chou, L. S., Laskowski, E. R., Smith, J., & Kaufman, K. R. (2001). "The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain". *The American journal of sports medicine*, 29(5), 627-632.
- Queen R M, Mall N A, Nunley JA, & Chuckpaiwong B.(2009). "Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks". *Gait & posture*, 29(4), 582-586.
- Radin EL, Yang K H, Riegger C, Kish VL, & O'Connor J J. (1991). "Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain". *Journal of orthopedic research*, 9(3), 398-405.
- Robertson, G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2018). *Research methods in biomechanics*. Human kinetics.
- Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., Gross, M. T., & Yu, B. (2008). "Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability". *Journal of athletic training*, 43(1), 44-50.
- Ruano, C. R. Y. S. T. A. L., Powell, D., Chalambaga, E. T., & Renshaw, D. O. U. G. (2009). "The effects of tempur insoles on ground reaction forces and loading rates in running. *International Journal of Exercise Science*", 2(3), 186-190.
- Simpson KJ, Yom JP, Fu YC, Arnett SW, O'Rourke S, & Brown C N.(2013). "Does wearing a prophylactic ankle brace during drop landings affect lower extremity kinematics and ground reaction forces? *Journal of applied biomechanics*", 29(2), 205-213.
- Windle, C., Gregory, S., & Dixon, S. (1999). "The shock attenuation characteristics of four different insoles when worn in a military boot during running and marching". *Gait & posture*, 9(1), 31-37.
- Winter, D. A. (1991). *Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*.
- Yeow, C. H., Lee, P. V. S., & Goh, J. C. H. (2009). "Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints". *Journal of biomechanics*, 42(12), 1967-1973.
- Yu, B., Lin, C. F., & Garrett, W. E. (2006). "Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task". *Clinical Biomechanics*, 21(3), 297-305.
- Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2011). "The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review". *Clinical biomechanics*, 26(1), 23-28.
- Zhang, S., Wortley, M., Chen, Q., & Freedman, J. (2009). "Efficacy of an ankle brace with a subtalar locking system in inversion control in dynamic movements". *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 39(12), 875-883.