

فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۸، شماره ۴، تابستان ۱۳۹۷

اثر تمرینات راه رفتن الاستیکی بر متغیرهای فشار کف پایي در افراد دارای کمردرد طی دویدن



فرناز سیفی اسک شهر^۱، سید مجید علوی مهر^۲، امیر علی جعفر نژاد گرو^{۳*}، محسن کتانچی^۴

۱. استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده روان‌شناسی و علوم تربیتی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۴. کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکت اصلاحی، گروه تربیت بدنی، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۳/۲۱

تاریخ بازبینی: ۱۳۹۷/۳/۱۸

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۲/۲۷

چکیده

زمینه و هدف: هدف از این پژوهش بررسی اثرات تمرینات راه رفتن الاستیکی بر اوج متغیرهای فشار کف پایي و اوج نیروهای وارده بر مناطق ده‌گانه پا، اوج نیروی عمودی، زمان رسیدن به آن و جابجایی مرکز فشار در افراد دارای کمردرد طی دویدن بود.

مواد و روش‌ها: نمونه پژوهش حاضر شامل ۲۹ مرد دارای عارضه کمردرد بود. این افراد به دو گروه کنترل (تعداد: ۱۲) و تجربی (تعداد: ۱۷) تقسیم شدند. گروه تجربی به مدت ۶ هفته تمرینات الاستیک راه رفتن را انجام دادند. مقادیر فشار کف پایي طی پیش و پس‌آزمون توسط دستگاه فوت اسکن (نرخ نمونه‌برداری: ۳۰۰ هرتز) ثبت شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه تجربی میزان اوج نیرو وارده بر بخش خارجی پاشنه بزرگتر می‌باشد. بعلاوه، طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه تجربی میزان اوج فشار وارده بر بخش‌های کف پایي چهارم و کف پایي پنجم کوچکتر می‌باشد. همچنین طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه کنترل میزان اوج نیرو وارده بر بخش کف پایي سوم و بخش‌های داخلی و خارجی پاشنه بزرگتر بود.

نتیجه‌گیری: یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که تمرینات راه رفتن الاستیکی بر روی مدت زمان اتکا اثر معنی‌داری را دارا نمی‌باشد. همچنین تمرینات الاستیکی راه رفتن میزان اوج نیرو وارده بر بخش خارجی پاشنه را افزایش و میزان اوج فشار وارده بر بخش‌های کف پایي چهارم و کف پایي پنجم را کاهش داد.

واژه‌های کلیدی: راه رفتن الاستیک، فشار کف پایي، کمردرد، دویدن

مقدمه

گاه در بسیاری از افراد به صورت آشکار وجود ندارد و گاه به صورت علائمی مانند درد ستون مهره‌ها، درد در پا و پایین‌تنه ظاهر می‌شود^(۱). کمردرد شدید در بدترین حالت می‌تواند صدمات جبران‌ناپذیری به اعصاب محیطی

کمردرد یک عارضه پیچیده و رایجی است که عوامل متعددی بر روی آن تأثیر دارد و اغلب به علت برخورد یا انجام دادن عمل خاصی ایجاد می‌شود^(۱). این عارضه

نویسنده مسئول: امیر علی جعفر نژاد گرو، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

پست الکترونیک: amiralijafarnejad@gmail.com

می‌دهد^(۱۴). با بررسی توزیع فشار کف پای می‌توان به بازتوانی بیوفیدبک برای کنترل پوسچر راه‌رفتن و دویدن افراد سکتته کرده و قطع عضو پرداخت^(۱۵). همچنین با اندازه‌گیری فشار کف پا می‌توان به اطلاعات مفیدی در ارتباط با ساختار و عملکرد پا و مکانیک عمومی راه‌رفتن و دویدن دست یافت و می‌توان گفت که روشی مفید برای ارزیابی افراد دارای مشکلات اندام تحتانی می‌باشد^(۱۵). حداکثر فشار کف پای از میان پارامترهای فشار کف پای به عنوان حداکثر بار وارده بر نواحی مختلف پا طی فاز اتکا راه‌رفتن و دویدن استفاده می‌شود^(۱۶). برای تشخیص مشکلات پا^(۱۷)، طراحی کفی^(۱۸)، آنالیز عملکرد ورزشی، پیشگیری از آسیب^(۱۹)، و بهبود کنترل تعادل^(۲۰) از اطلاعات مربوط به توزیع فشار کف پای استفاده می‌شود. هر گونه تغییر در الگوی فشار کف پای احتمال آسیب بافت‌ها و ایجاد درد را افزایش می‌دهد^(۱۷). به طور کلی ارزیابی فشار کف پا زمینه جدیدی در رفتارشناسی درد و شکایت از ناراحتی‌های اندام تحتانی به طور مثال برای پیدا کردن بیومکانیک پای غیرطبیعی و راستایی غیرنرمال بدن ایجاد کرده است^(۱۳).

توزیع فشار کف پای اطلاعات مفیدی را در مورد راه‌رفتن و دویدن در اختیار پژوهشگران قرار می‌دهد^(۲۱). پژوهشگران نشان دادند که افراد مبتلا به عارضه کمردرد طی راه‌رفتن دارای پرونیشن اضافی در پا می‌باشند که این پرونیشن ممکن است توزیع فشار کف پا در مناطق مختلف پا و نیروی عکس‌العمل زمین را تغییر دهد^(۲۲، ۲۳). یکی از دلایلی که موجب تغییر عملکرد بدن، اختلال در الگوی بکارگیری عضلات و همچنین کاهش کارایی عصبی-عضلانی می‌گردد، وجود درد می‌باشد^(۲۴). وجود درد باعث اختلال در جذب نیروی عکس‌العمل زمین می‌شود^(۲۳)، و سیکل فرد دچار مشکل شده و با گذشت زمان موجب تشدید درد می‌شود^(۲۱). مطالعات کمی در مورد فشار کف پای افراد مبتلا به کمردرد انجام شده است. لی و همکاران (۲۰۱۱) توزیع فشار کف پای و مرکز فشار در افراد دارای کمردرد را مورد بررسی قرار

وارد کند و معلولیت را در پی داشته باشد. بنابراین، بار اقتصادی و اجتماعی زیادی را به جامعه تحمیل می‌کند^(۳). سازمان بهداشت جهانی شیوع این عارضه را که یک اختلال اسکلتی عضلانی در طول عمر محسوب می‌شود، به میزان ۸۴ درصد گزارش کرده است^(۴). در ایران این آمار متفاوت است و در کودکان ۱۷ درصد، در پرستاران ۶۲ درصد و در زنان باردار ۸۴ درصد گزارش شده است^(۵-۷). عواملی که از آن‌ها می‌توان به عنوان عوامل ایجاد کمردرد نام برد عبارت‌اند از عوامل مادرزادی، برخورد، التهاب و وزن زیاد^(۸).

پژوهش‌های متعددی گزارش کرده‌اند که گیرنده‌های پروپریوسپتو در افراد مبتلا به عارضه کمردرد اطلاعات نادرستی از دوک‌های عضلانی، اندام‌های وتری‌گلژی و گیرنده‌های مفصلی دریافت می‌کنند^(۹، ۱۰). در نتیجه امکان دارد در این افراد مواردی چون الگوهای کنترل پوسچری غیرعادی، زمان عکس‌العمل تأخیری، اختلال در ثبات پوسچری و تغییر رفتار حرکتی تنه دیده شود^(۱۱). در طی دویدن نیز سرعت دویدن، طول گام، تعداد قدم، زمان حمایت یک پا و همچنین حس حرکت در این افراد کاهش پیدا می‌کند. پای انسان که ساختار پیچیده و چندمفصلی دارد، بیشترین تأثیر را بر روی اندام تحتانی طی حرکات دینامیک مانند دویدن دارد^(۱۲). پا را می‌توان به عنوان تنها بخش بدن معرفی کرد که در حال حرکت با سطوح خارجی تماس پیدا می‌کند و برای حفظ تعادل در طی دویدن نقش مهمی را بر عهده دارد^(۱۲). نیروی کششی، فیچی‌وار و چرخشی در فاز اتکا راه‌رفتن و دویدن باید توسط اندام تحتانی توزیع شود و اگر این نیروها به خوبی توزیع نشود، حرکات به صورت غیرطبیعی انجام می‌گیرد و به دنبال آن چرخش و فشار زیاد به بافت‌های نرم آسیب وارد می‌کند و باعث کاهش کارایی عضلات می‌گردد^(۱۳).

اندازه‌گیری توزیع فشار کف پای در بین روش‌های آنالیز دویدن، روشی مرسوم و جدیدی است که در شرایط استاتیکی و دینامیکی عملکرد پا را مورد بررسی قرار

جابجایی مرکز فشار در افراد دارای کمردرد طی دویدن بود.

روش مطالعه

آزمودنی‌ها

نمونه پژوهش حاضر شامل ۲۹ مرد دارای عارضه کمردرد بود که به دو گروه کنترل (۱۲ نفر) و تجربی (۱۷ نفر) تقسیم شدند. معیارهای ورود به تحقیق حاضر افراد دارای عارضه کمردرد انتخاب شدند، هر آزمودنی فرم رضایت نامه را تکمیل و امضا نمودند. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه عمل جراحی در ناحیه کمر و یا اندام تحتانی، ناهنجاری‌های ستون فقرات، پوکی استخوان، شکستگی یا اختلال در ناحیه گردن بود. اهداف و روش مطالعه برای آزمودنی‌ها، قبل از اجرای آزمون شرح داده شد. طرح پژوهش حاضر در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با کد R-ARUMS-REC-1397-56 مورد تایید قرار گرفت. پژوهش حاضر منطبق با آزمایش‌های انسانی و همچنین بیانیه هلسینکی در سال ۱۹۷۵ (بازبینی شده در سال ۲۰۰۸) مورد اجرا قرار گرفت.

ابزارها

دستگاه فوت اسکن در وسط مسیر دویدن ۱۵ متری قرار داده شد. داده‌های متغیرهای فشار کف پایي با استفاده از نرم‌افزار (آر، اس، اسکن) و با فرکانس نمونه‌برداری ۳۰۰ هرتز ثبت شد. ابتدا فرآیند کالیبره نمودن دستگاه فوت اسکن انجام شد. برای هر آزمودنی در ادامه یک کوشش ایستا ثبت گردید که در آن وزن آزمودنی و طول پای وی در نرم‌افزار دستگاه ثبت گردید. کوشش دویدن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه فوت اسکن بود. اگر فوت اسکن توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار می‌گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌شد، کوشش دویدن تکرار می‌شد. داده‌های فشار کف پایي در طی فاز اتکای دویدن استخراج شد. برای تنظیم قرارگیری پای آزمودنی‌ها بر روی فوت‌اسکن طی دویدن، ۵ مرتبه عمل دویدن به طور آزمایشی

دادند و گزارش دادند که الگوی راه رفتن و مسیر فشار کف پا در این افراد در مقایسه با افراد سالم تفاوت دارد که علت آن را وجود مکانیزم‌های جبرانی برای جلوگیری از درد عنوان نمودند^(۲۵). فائز و همکاران (۲۰۱۲) با بررسی توزیع فشار بین پای راست و چپ در هر دو شرایط استاتیک و دینامیک به این نتیجه رسیدند که این توزیع فشار در افراد دارای کمردرد نامتقارن می‌باشد که دلیل این عدم تقارن را کاهش سرعت راه رفتن، طول گام و زمان اتکا بیان نمودند^(۲۶). با توجه به تغییر الگوی فشار کف پایي در بیماران کمردرد در طی حرکات انتقالی همچون راه رفتن و دویدن، استفاده از تداخلات درمانی جهت اصلاح الگوی توزیع فشار در افراد دارای کمردرد از اهمیت بالایی برخوردار است.

دو مکانیسم مسئول حفظ هزینه انرژی در طی راه رفتن انسان هستند که شامل بالا و پایین رفتن مرکز جرم بدن و افزایش و کاهش شتاب قسمت فوقانی بدن جهت حفظ تعادل می‌باشند^(۲۷، ۲۸). فشیا ناحیه کمری شبیه به یک فنر الاستیکی عمل کرده و در چگونگی این دو مکانیسم اثرگذار است^(۲۷، ۲۸). مدل‌های مکانیکی نشان داده‌اند که احتمالاً اجرای تداخلات تمرینی بر روی فشیای ناحیه کمری بتواند در بهبود درد در بیماران کمردرد مؤثر باشد^(۲۷، ۲۸). یکی از تداخلات درمانی که اخیراً جهت بازتوانی بیماران کمردرد مورد استفاده قرار می‌گیرد شامل تمرینات راه رفتن الاستیکی است. در تمرینات راه رفتن الاستیکی با استفاده از خواص الاستیکی فشیای ناحیه کمری این بافت درگیر شده و در طولانی مدت می‌تواند اثرات مفیدی را در بهبود درد در بیماران کمردرد داشته باشد^(۲۸). با وجود این اثرات این شیوه تمرینی بر مکانیک راه رفتن تاکنون به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است. با توجه به اهمیت نحوه توزیع فشار کف پا طی دویدن در افراد دارای عارضه کمردرد، هدف از این پژوهش، بررسی اثرات تمرینات راه رفتن الاستیکی بر اوج متغیرهای فشار کف پایي و اوج نیروهای وارده بر مناطق ده‌گانه پا، اوج نیروی عمودی، زمان رسیدن به آن و

شل کردن عضلات کمر جهت فراهم آوردن امکان افتادن دنبالچه به پایین، چرخش بخش فوقانی بدن به جلو و نوسان شدید اندام‌های فوقانی به عقب تأکید شد^(۳۸). آزمودنی‌های گروه کنترل طی این مدت هیچ‌گونه برنامه تمرینی منظمی را نداشتند و فعالیت‌های روزانه خود را انجام می‌دادند.

تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شپرو-ویلک مورد تأیید قرار گرفت. آزمون آماری آنالیز واریانس دو سویه جهت تحلیل آماری داده‌ها استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد^(۳۱):

$$(d) = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

نتایج

گروه تجربی دارای میانگین سن، جرم، قد و شاخص توده بدن به ترتیب برابر $21/78 \pm 3/91$ سال (بین ۱۷ تا ۲۸ سال)، $75/47 \pm 13/64$ کیلوگرم، $173/64 \pm 4/76$ سانتی‌متر و $25/02 \pm 3/89$ جرم بر مجذور قد و گروه کنترل دارای میانگین سن، جرم، قد و شاخص توده بدن به ترتیب برابر $21/58 \pm 3/84$ سال (بین ۱۷ تا ۲۸ سال)، $80/41 \pm 16/06$ کیلوگرم، $175/75 \pm 4/61$ سانتی‌متر و $25/92 \pm 4/26$ جرم بر مجذور قد بودند.

نتایج هیچگونه اختلاف معناداری را در مقادیر زمان اتکا بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در دو گروه کنترل (پیش‌آزمون: $68/75 \pm 7/15/37$ ؛ پس‌آزمون: $86/32 \pm 731/39$) و تجربی (پیش‌آزمون: $78/65 \pm 702/09$ ؛ پس‌آزمون: $715/29 \pm 83/02$) نشان نداد ($P > 0/05$).

مقایسه یافته‌ها نشان داد که در اغلب متغیرها (۲۴ متغیر از ۲۷ متغیر) طی پیش‌آزمون بین دو گروه کنترل و تجربی اختلاف معناداری به لحاظ آماری وجود ندارد ($P > 0/05$) (جدول ۱ و ۲).

توسط هر آزمودنی انجام گرفت. پس از آن ۳ کوشش قابل قبول با سرعت مشخص انجام شد و الگوی دوییدن پاشنه به پنجه (کینتیکی) هر آزمودنی ثبت گردید. متغیرهای مورد نظر اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به این اوج، نرخ بارگذاری، اوج متغیرهای فشار کف‌پایی در نواحی ده‌گانه پا (شکل ۱)، اوج نیروهای وارده بر نواحی ده‌گانه پا و جابجایی مرکز فشار در دو راستای داخلی-خارجی (coPx) و قدامی-خلفی (coPy) بود. این نواحی به ترتیب شامل انگشت شست، انگشتان دوم تا پنجم، استخوان کف‌پایی اول، استخوان کف‌پایی دوم، استخوان کف‌پایی سوم، استخوان کف‌پایی چهارم، استخوان کف‌پایی پنجم، بخش میانه پا، بخش داخلی پاشنه و بخش خارجی پاشنه بود. جهت محاسبه نرخ بارگذاری نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، شیب خط اتصال‌دهنده از لحظه‌ی تماس پاشنه تا اوج اولیه منحنی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین محاسبه شد^(۳۳). فاز برخورد پاشنه با زمین توسط بیشتر بودن نیروی عمودی عکس‌العمل بیشتر از ۲۰ نیوتن و جداسدن پنجه توسط آخرین داده بیشتر از ۲۰ نیوتن مشخص گردید^(۳۰، ۳۹). داده‌ها در دو شرایط پیش‌آزمون طی دوییدن و پس‌آزمون طی دوییدن ثبت شدند. داده‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین توسط فیلتر باتروورث پایین‌گذر مرتبه چهارم و با برش فرکانس ۲۰ هرتز انجام شد. برای نرمال نمودن مقادیر عکس‌العمل زمین، این مقادیر بر وزن بدن تقسیم و در عدد صد ضرب شدند^(۳۳).

پروتکل تمرینات راه‌رفتن الاستیکی

آزمودنی‌های گروه تجربی به مدت شش هفته تمرین راه‌رفتن الاستیکی را به مدت چهار و پنج دقیقه در هر جلسه؛ با فرکانس سه جلسه در هفته انجام دادند. در برنامه تمرینی راه‌رفتن الاستیکی به راه‌رفتن با اندام تحتانی کشیده و بدون خم کردن زانوها، داشتن قدم‌های بلند، تحمل وزن بر مرکز پاشنه در پای عقبی و تحمل وزن بر مفصل انگشت شست پای عقبی، جلوگیری از افتادن لگن، تنفس الاستیکی حین راه‌رفتن،

جدول ۱: مقایسه متغیرهای فشار کف پای در دو گروه طی پیش‌آزمون

متغیر	مؤلفه	تجربی	کنترل	سطح معنی‌داری
اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین	FzHC	$1/38 \pm 0/26$	$1/55 \pm 0/46$	0/207
	FzPO	$2/89 \pm 0/29$	$2/83 \pm 0/26$	0/563
زمان رسیدن به اوج نیروها	FzHC	$30/13 \pm 6/54$	$45/37 \pm 17/33$	0/003
	FzPO	$124/18 \pm 12/90$	$132/40 \pm 20/96$	0/202
جابجایی مرکز فشار	داخلی-خارجی	$35/32 \pm 10/82$	$47/32 \pm 16/56$	0/041
	قدامی-خلفی	$225/41 \pm 30/39$	$208/09 \pm 43/57$	0/217
نرخ بارگذاری	عمودی	$0/04 \pm 0/01$	$0/03 \pm 0/01$	0/015

جدول ۲: مقایسه نیرو و فشار کف پای ده ناحیه کف پا در دو گروه طی پیش‌آزمون

متغیر	ناحیه	تجربی	کنترل	سطح معنی‌داری
فشار	انگشت شست	$19/87 \pm 3/41$	$20/58 \pm 6/24$	0/700
	انگشت دوم تا پنجم	$8/53 \pm 1/99$	$8/08 \pm 2/55$	0/600
	کف پای اول	$23/07 \pm 4/28$	$23/18 \pm 5/85$	0/956
	کف پای دوم	$28/82 \pm 5/01$	$29/27 \pm 7/01$	0/842
	کف پای سوم	$28/09 \pm 4/41$	$26/95 \pm 5/78$	0/553
	کف پای چهارم	$21/74 \pm 5/43$	$20/06 \pm 7/78$	0/399
	کف پای پنجم	$13/51 \pm 4/60$	$12/06 \pm 4/11$	0/394
	میانه پا	$11/51 \pm 3/66$	$11/32 \pm 4/63$	0/903
	بخش داخلی پاشنه	$23/11 \pm 6/41$	$23/74 \pm 5/42$	0/784
	بخش خارجی پاشنه	$23/30 \pm 5/48$	$22/42 \pm 6/17$	0/686
نیرو	انگشت شست	$269/82 \pm 59/77$	$291/02 \pm 99/06$	0/478
	انگشت دوم تا پنجم	$120/14 \pm 37/01$	$99/76 \pm 40/87$	0/173
	کف پای اول	$460/49 \pm 84/99$	$486/68 \pm 123/16$	0/503
	کف پای دوم	$284/27 \pm 58/96$	$319/59 \pm 96/20$	0/230
	کف پای سوم	$329/65 \pm 70/85$	$315/66 \pm 85/05$	0/634
	کف پای چهارم	$248/80 \pm 66/86$	$229/85 \pm 65/79$	0/456
	کف پای پنجم	$142/93 \pm 54/69$	$129/82 \pm 44/90$	0/501
	میانه پا	$372/38 \pm 208/69$	$396/88 \pm 272/56$	0/786
	بخش داخلی پاشنه	$467/95 \pm 151/63$	$503/46 \pm 154/63$	0/543
	بخش خارجی پاشنه	$424/18 \pm 102/34$	$436/42 \pm 146/63$	0/793

فشار مؤلفه داخلی-خارجی ($P=0/016$ ؛ اندازه اثر بالا) و نرخ بارگذاری عمودی ($P=0/029$ ؛ اندازه اثر متوسط) معنادار بود (جدول ۳). نتایج نشان داد که اثر تعاملی زمان×گروه بر هیچ یک از متغیرهای اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج نیروها، جابجایی مرکز فشار و نرخ بارگذاری معنادار نبود ($P>0/05$) (جدول ۳).

نتایج نشان داد که اثر عامل زمان بر متغیرهای زمان رسیدن به اوج مؤلفه FzHC ($P=0/034$ ؛ اندازه اثر متوسط) معنادار بود (جدول ۳). نتایج نشان داد که اثر عامل گروه بر متغیرهای اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین مؤلفه FzPO ($P=0/011$ ؛ اندازه اثر پایین)، زمان رسیدن به اوج مؤلفه FzHC ($P=0/002$ ؛ اندازه اثر بالا)، جابجایی مرکز

جدول ۳: اثر عامل زمان، گروه و اثر تعاملی زمان و گروه بر اوج نیروی عمودی، زمان رسیدن به اوج، جابجایی مرکز فشار و نرخ بارگذاری عمودی

متغیر	مؤلفه	گروه تجربی			گروه کنترل			سطح معناداری (اندازه اثر)		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تغییر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تغییر	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان×گروه
اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین	Fz _{HC}	۱۳۸/۱۳±۲۶/۲۶	۱۴۵/۹۱±۳۸/۸۶	۵/۶۳	۱۵۵/۷۱±۴۶/۷۵	۱۵۴/۸۹±۴۴/۵۶	-۰/۵۲	۰/۵۷۰ (۰/۰۱۲)	۰/۳۲۷ (۰/۰۳۶)	۰/۴۸۳ (۰/۰۱۸)
	Fz _{PO}	۲۸۹/۳۳±۲۹/۶۲	۲۸۱/۵۲±۲۴/۰۷	-۲/۶۹	۲۸۳/۰۳±۲۶/۸۹	۲۷۷/۸۰±۲۳/۰۱	-۱/۸۴	۰/۳۲۷ (۰/۰۴۰)	۰/۰۱۱* (۰/۰۴۰)	۰/۳۲۷ (۰/۰۴۰)
زمان رسیدن به اوج نیروها	Fz _{HC}	۳۰/۱۳±۶/۵۴	۲۹/۶۰±۴/۵۴	-۱/۷۵	۴۵/۳۷±۱۷/۳۳	۳۷/۶۸±۱۱/۸۶	-۱۶/۹۴	۰/۰۳۴* (۰/۰۱۵۶)	۰/۰۰۲* (۰/۲۹۴)	۰/۰۶۲ (۰/۱۲۴)
	Fz _{PO}	۱۲۴/۱۸±۱۲/۹۰	۱۲۳/۷۹±۱۶/۳۸	-۰/۳۱	۱۳۲/۴۰±۲۰/۹۶	۱۳۱/۷۵±۱۷/۴۶	-۰/۴۹	۰/۸۲۱ (۰/۰۰۲)	۰/۱۸۱ (۰/۰۶۵)	۰/۹۵۵ (۰/۰۰۰)
جابجایی مرکز فشار	داخلی- خارجی	۳۵/۳۲±۱۰/۸۲	۳۳/۳۷±۱۰/۹۰	۵/۵۲	۴۷/۳۲±۱۶/۵۶	۴۴/۲۷±۱۳/۲۹	۶/۴۴	۰/۱۷۰ (۰/۰۶۸)	۰/۰۱۶* (۰/۱۹۶)	۰/۷۵۶ (۰/۰۰۴)
	قدامی- خلفی	۲۲۵/۴۱±۳۰/۳۹	۲۲۳/۷۷±۲۸/۵۱	-۰/۷۲	۲۰۸/۰۹±۴۳/۵۷	۲۲۰/۰۷±۴۴/۷۷	۵/۷۵	۰/۴۱۲ (۰/۰۲۵)	۰/۳۹۴ (۰/۰۲۷)	۰/۲۸۳ (۰/۰۴۳)
نرخ بارگذاری	عمودی	۴/۸۱±۱/۳۳	۴/۹۸±۱/۳۸	۳/۵۳	۳/۶۳±۱/۰۱	۴/۲۴±۱/۰۲	۱۶/۸۰	۰/۰۶۱ (۰/۱۲۴)	۰/۰۲۹* (۰/۱۶۴)	۰/۲۸۳ (۰/۰۴۳)

* سطح معنی‌داری $P<0/05$

داخلی پاشنه ($P=0/007$ ؛ اندازه اثر بالا) و اوج فشار کف پای نواحی کف‌پایی سوم ($P=0/006$ ؛ اندازه اثر بالا)، کف‌پایی چهارم ($P=0/004$ ؛ اندازه اثر بالا)، میانه‌پا ($P=0/004$ ؛

نتایج نشان داد که اثر عامل زمان بر متغیرهای اوج نیروی نواحی کف‌پایی سوم ($P=0/010$ ؛ اندازه اثر بالا)، کف‌پایی چهارم ($P=0/038$ ؛ اندازه اثر متوسط)، بخش

ارزیابی مشکلات اندام تحتانی ایجاد می‌کند^(۳۳). هدف از پژوهش حاضر، ارزیابی متغیرهای فشار کف پایي در افراد دارای کمردرد طی دویدن می‌باشد. نتایج هیچگونه اختلاف معناداری را در مقادیر زمان اتکا بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در دو گروه کنترل و تجربی نشان نداد.

مطالعات گذشته نشان داده‌اند که توزیع فشار کف پایي و الگوی راه رفتن بین دو گروه سالم و کمردرد تفاوت معنی‌داری دارا می‌باشد^(۲۵، ۲۶، ۳۳). همچنین، الکساندر و لاپیر نشان دادند که تفاوت معناداری در توزیع وزن بین دو گروه مبتلا به کمردرد و سالم در حین ایستادن وجود ندارد^(۲۵). تفسیر تغییر توزیع فشار کف پایي در افراد مبتلا به کمردرد به این صورت است که طبق یافته‌های مطالعات پیشین، عملکرد اندام و تری‌گلژی، دوک عضلانی و گیرنده‌های موجود در مفاصل در افراد مبتلا به کمردرد تغییر می‌کند و در نتیجه اطلاعات نادرستی جهت حفظ پایداری تنه فراهم می‌آورند^(۳۴). دلیلی که باعث اختلال عملکرد مکانیکی می‌شود، عدم تعادل تنه است که در الگوی راه رفتن و دویدن نمایان می‌شود^(۳۵، ۳۶). با هر تغییری در الگوی راه رفتن و دویدن، نحوه توزیع فشار کف پایي تحت تاثیر قرار خواهد گرفت. به طوری که منز و همکاران نشان دادند که افراد مبتلا به کمردرد با پرونیشن عملکردی پا راه می‌روند^(۳۷). پرونیشن اضافی پا خط پیشروی راه رفتن و دویدن را به سمت داخل بدن می‌کشاند که بار وارده به سمت داخلی پا را افزایش و فشار وارده به سمت خارج پا را کاهش می‌دهد و باعث انتقال توزیع فشار کف پایي از سمت خارج به سمت داخل پا می‌شود^(۳۷). نتایج پژوهش حاضر نشان داد که طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه تجربی میزان اوج فشار وارده بر بخش‌های کف پایي چهارم و کف پایي پنجم کوچکتر می‌باشد. بنابراین، با توجه به یافته‌ها مشخص می‌شود که تمرینات الاستیک راه رفتن می‌توانند سبب این کاهش شده باشند. مکانیسم این اثرگذاری احتمالاً به این ترتیب است که این تمرینات

اندازه اثر متوسط)، بخش داخلی پاشنه $P=0/026$ ؛ اندازه اثر متوسط) و بخش خارجی پاشنه $P=0/020$ ؛ اندازه اثر متوسط) معنادار بود (جدول ۴). نتایج نشان داد که اثر عامل گروه بر هیچ یک از متغیرهای اوج نیرو و اوج فشار کف پایي در نقاط ده‌گانه پا معنادار نبود ($P>0/05$) (جدول ۴). نتایج نشان داد که اثر تعاملی زمان×گروه بر متغیرهای اوج نیروی ناحیه کف پایي سوم $P=0/034$ ؛ اندازه اثر بالا) و اوج فشار کف پایي ناحیه کف پایي دوم $P=0/046$ ؛ اندازه اثر متوسط) معنادار بود (جدول ۴). نتایج تست تعقیبی نشان داد که طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه تجربی میزان اوج نیرو و اوج فشار کف پایي پاشنه بزرگتر می‌باشد $P=0/044$ ؛ اندازه اثر بالا) (جدول ۴). بعلاوه، طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه تجربی میزان اوج فشار وارده بر بخش‌های کف پایي چهارم $P=0/032$ ؛ اندازه اثر بالا) و کف پایي پنجم $P=0/022$ ؛ اندازه اثر بالا) کوچکتر می‌باشد (جدول ۴). نتایج تست تعقیبی نشان داد که طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه کنترل میزان اوج نیرو وارده بر بخش کف پایي سوم $P=0/023$ ؛ اندازه اثر پایین) کوچکتر می‌باشد (جدول ۴). همچنین طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه کنترل میزان اوج نیرو وارده بر بخش‌های داخلی پاشنه $P=0/025$ ؛ اندازه اثر متوسط) و خارجی پاشنه $P=0/038$ ؛ اندازه اثر متوسط) بزرگتر بود (جدول ۴). بعلاوه، طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه کنترل میزان اوج فشار وارده بر بخش‌های کف پایي دوم $P=0/026$ ؛ اندازه اثر بالا) و کف پایي سوم $P=0/009$ ؛ اندازه اثر بالا) کوچکتر می‌باشد (جدول ۴)

بحث

نحوه توزیع فشار کف پایي و بررسی آن، اطلاعات مفیدی از ساختار آناتومیکی پا، عملکرد آن و همچنین بیومکانیک راه رفتن و دویدن را فراهم می‌کند و زمینه‌ای را برای

جدول ۴: اثر عامل زمان، گروه و اثر تعاملی زمان و گروه بر اوج نیرو و فشار مناطق ده گانه پا

متغیر	ناحیه	گروه تجربی			گروه کنترل			سطح معناداری (اندازه اثر)		
		پیش آزمون	پس آزمون	درصد تغییر	پیش آزمون	پس آزمون	درصد تغییر	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان×گروه
نیرو	انگشت شست	۲۶۹/۸۲±۵۹/۷۷	۲۶۵/۷۲±۶۶/۶۳	-۱/۵۱	۲۶۸/۷۳±۶۸/۷۳	۲۹۱/۰۲±۹۹/۰۶	-۷/۶۵	۰/۲۲۸ (۰/۰۵۳)	۰/۶۳۷ (۰/۰۰۸)	۰/۴۰۳ (۰/۰۲۶)
	انگشت دوم تا پنجم	۱۲۰/۱۴±۳۷/۰۱	۱۱۷/۰۹±۴۱/۸۷	-۱/۸۶	۹۶/۲۹±۳۶/۳۰	۹۹/۷۶±۴۰/۸۷	-۳/۴۷	۰/۵۵۳ (۰/۰۱۳)	۰/۳۲۷ (۰/۰۳۶)	۰/۹۶۸ (۰/۰۰۰)
	کف پای اول	۴۶۰/۴۹±۸۴/۹۹	۴۷۳/۸۲±۸۱/۵۱	۲/۸۹	۴۵۶/۴۴±۱۳۰/۴۳	۴۸۶/۶۸±۱۲۳/۱۶	۶/۲۱	۰/۵۵۳ (۰/۰۱۳)	۰/۹۰۴ (۰/۰۰۱)	۰/۱۳۳ (۰/۰۸۲)
	کف پای دوم	۲۸۴/۲۷±۵۸/۹۶	۲۹۵/۲۶±۷۸/۹۹	۳/۸۶	۳۱۲/۸۴±۸۳/۹۹	۳۱۹/۵۹±۹۶/۲۰	-۲/۱۱	۰/۷۹۹ (۰/۰۰۲)	۰/۳۶۲ (۰/۰۳۱)	۰/۲۹۰ (۰/۰۴۱)
	کف پای سوم	۳۲۹/۶۵±۷۰/۸۵	۳۱۷/۵۸±۷۶/۴۱	-۳/۶۶	۲۹۰/۳۲±۷۱/۵۱*	۳۱۵/۶۶±۸۵/۰۵	-۸/۰۲	۰/۱۰۰*	۰/۴۶۳ (۰/۰۲۰)	۰/۳۳۴* (۰/۹۵۳)
	کف پای چهارم	۲۴۸/۸۰±۶۶/۸۶	۲۳۷/۲۸±۶۶/۳۷	-۴/۶۳	۲۱۸/۸۴±۵۷/۸۶	۲۲۹/۸۵±۶۵/۷۹	-۴/۶۳	۰/۳۸*	۰/۴۴۰ (۰/۰۲۲)	۰/۹۶۱ (۰/۰۰۰)
	کف پای پنجم	۱۴۲/۹۳±۵۴/۶۹	۱۳۳/۶۹±۴۲/۱۱	-۶/۴۶	۱۳۵/۹۲±۶۸/۴۰	۱۲۹/۸۲±۴۴/۹۰	-۶/۴۶	۰/۸۲۰ (۰/۰۰۲)	۰/۷۷۳ (۰/۰۰۳)	۰/۲۷۳ (۰/۰۴۴)
	میانه پا	۳۷۲/۳۸±۲۰۸/۶۹	۳۶۵/۱۵±۲۱۹/۷۳	-۱/۹۴	۳۹۱/۱۳±۲۹۱/۲۸	۳۹۶/۸۸±۲۷۲/۵۶	-۱/۴۴	۰/۵۹۱ (۰/۰۱۱)	۰/۷۸۴ (۰/۰۰۳)	۰/۹۵۱ (۰/۰۰۰)
	بخش داخلی پاشنه	۴۶۷/۹۵±۱۵۱/۶۳	۵۲۹/۵۶±۱۴۱/۸۹	۱۳/۱۷	۵۷۶/۲۰±۱۸۴/۸۰*	۵۰۳/۴۶±۱۵۴/۶۳	۱۴/۴۴	۰/۰۰۷*	۰/۴۵۷ (۰/۰۲۱)	۰/۸۱۱ (۰/۰۰۲)
	بخش خارجی پاشنه	۴۲۴/۱۸±۱۰۲/۳۴	۴۷۷/۷۶±۹۲/۶۳*	۱۲/۶۳	۴۹۰/۷۹±۱۴۷/۸۳*	۴۳۶/۴۲±۱۴۶/۶۳	۱۲/۴۵	۰/۰۰۵ (۰/۲۶۰)	۰/۷۶۵ (۰/۰۰۳)	۰/۹۸۲ (۰/۰۰۰)
فشار	انگشت شست	۱۹/۸۷±۳/۴۱	۲۰/۳۸±۴/۴۵	۲/۵۶	۱۹/۱۵±۴/۳۷	۲۰/۵۸±۶/۲۴	-۶/۹۴	۰/۵۷۹ (۰/۰۱۲)	۰/۸۶۵ (۰/۴۷۹)	۰/۲۴۷ (۰/۰۴۹)
	انگشت دوم تا پنجم	۸/۵۳±۱/۹۹	۸/۱۸±۲/۲۹	-۴/۱۰	۷/۴۰±۲/۷۲	۸/۰۸±۲/۵۵	-۸/۴۱	۰/۰۵۰ (۰/۱۳۵)	۰/۴۷۹ (۰/۰۱۹)	۰/۵۱۶ (۰/۰۱۶)
	کف پای اول	۲۳/۰۷±۴/۲۸	۲۴/۲۹±۴/۳۵	۵/۲۸	۲۲/۵۲±۸/۱۷	۲۳/۱۸±۵/۸۵	-۲/۸۴	۰/۶۷۸ (۰/۰۰۶)	۰/۶۸۲ (۰/۰۰۶)	۰/۱۷۱ (۰/۰۶۸)
	کف پای دوم	۲۸/۸۲±۵/۰۱	۲۸/۸۵±۴/۹۲	۰/۱۰	۲۶/۹۵±۵/۶۱*	۲۹/۲۷±۷/۰۱	-۷/۹۲	۰/۰۵۱ (۰/۱۳۳)	۰/۷۲۲ (۰/۰۰۵)	۰/۰۴۶* (۰/۱۴۰)
	کف پای سوم	۲۸/۰۹±۴/۴۱	۲۷/۵۲±۴/۱۱	-۲/۰۲	۲۴/۶۰±۴/۵۹*	۲۶/۹۵±۵/۷۸	-۸/۷۱	۰/۰۰۶* (۰/۲۴۵)	۰/۲۴۲ (۰/۰۵۰)	۰/۰۸۳ (۰/۱۰۷)
	کف پای چهارم	۲۱/۷۴±۵/۴۳	۲۰/۵۴±۴/۶۵*	-۵/۵۱	۱۸/۷۵±۵/۱۱	۲۰/۰۶±۴/۷۸	-۶/۵۳	۰/۰۰۴* (۰/۲۷۳)	۰/۳۵۸ (۰/۰۳۱)	۰/۸۸۸ (۰/۰۰۱)
	کف پای پنجم	۱۳/۵۱±۴/۶۰	۱۲/۴۷±۳/۹۶*	-۷/۶۹	۱۲/۰۶±۴/۷۹	۱۲/۰۶±۴/۱۱	۰/۰۰	۰/۲۱۹ (۰/۰۵۵)	۰/۵۶۶ (۰/۰۱۲)	۰/۲۲۱ (۰/۰۵۵)
	میانه پا	۱۱/۵۱±۳/۶۶	۱۰/۹۷±۳/۳۷	-۴/۴۹	۱۰/۴۵±۴/۳۸	۱۱/۳۲±۴/۶۳	-۷/۶۰	۰/۰۴۰* (۰/۱۴۷)	۰/۸۱۰ (۰/۰۰۲)	۰/۶۲۳ (۰/۰۰۹)
	بخش داخلی پاشنه	۲۳/۱۱±۶/۴۱	۲۵/۵۴±۵/۶۲	۱۰/۵۱	۲۵/۷۸±۵/۱۱	۲۳/۷۴±۵/۴۲	۸/۵۹	۰/۰۲۶* (۰/۱۷۰)	۰/۸۲۴ (۰/۰۰۲)	۰/۸۴۰ (۰/۰۰۲)
	بخش خارجی پاشنه	۲۳/۳۰±۵/۴۸	۲۵/۳۲±۴/۹۸	۸/۶۶	۲۴/۵۸±۵/۵۴	۲۲/۴۲±۶/۱۷	۹/۶۳	۰/۰۲۰* (۰/۱۸۴)	۰/۶۶۹ (۰/۰۰۷)	۰/۹۳۴ (۰/۰۰۰)

*سطح معنی داری P<۰/۰۵

فشیای ناحیه کمری لگنی در نتیجه تمرینات الاستیکی حرکات ران و تیبیا (کاهش چرخش داخلی) را تحت تاثیر قرار داده و به این ترتیب سبب انتقال اوج نیروی بیشتری به بخش خارجی پاشنه بعد از دوره تمرینی شده است. با وجود این اثبات هرچه بهتر این موضوع نیاز به ثبت کینماتیکی حرکت بعد از دوره تمرینات راه رفتن الاستیکی دارد. همچنین طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون در گروه کنترل میزان اوج نیرو وارد بر بخش های داخلی پاشنه و خارجی پاشنه بزرگتر بود. بعلاوه، طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون در گروه کنترل میزان اوج فشار وارده بر بخش های کف پای دوم و کف پای سوم کوچکتر می باشد. این تغییرات احتمالا به دلیل تشدید بیماری بعد از ۶ هفته می باشد.

از محدودیت های پژوهش حاضر، عدم وجود جنس مؤنث در نمونه آماری، عدم ثبت هم زمان متغیرهای کینماتیکی و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات و کوتاه بودن طول دوره تمرین را می توان اشاره نمود.

نتیجه گیری

یافته های پژوهش حاضر نشان داد که تمرینات راه رفتن الاستیکی بر روی مدت زمان اتکا اثر معنی داری را دارا نمی باشد. همچنین تمرینات الاستیکی راه رفتن در گروه تجربی میزان اوج نیرو وارد بر بخش خارجی پاشنه را افزایش و میزان اوج فشار وارده بر بخش های کف پای چهارم و کف پای پنجم را کاهش داد.

تقدیر و تشکر

از تمامی افراد شرکت کننده که ما را در انجام این پژوهش یاری نمودند کمال تشکر و قدردانی را داریم.

بر روی فشیای ناحیه کمری لگنی متمرکز شده اند که دارای تعداد زیادی از تارهای کلاژنی است و به عنوان تاندون عضله همچون سوئز بزرگ عمل می نماید^(۳۸، ۳۸)، بنابراین دارای خاصیت الاستیکی و عملکردی بالایی است که اتصالات قوی را بین پای اتکا و تنه ایجاد می نماید^(۳۸). بهبود عملکرد این فشیا در نتیجه تمرینات الاستیک راه رفتن می تواند علت احتمالی کاهش اوج فشار وارده بر بخش های کف پای چهارم و کف پای پنجم باشد.

مطالعه حاضر نشان داد که اثر عامل گروه بر متغیرهای اوج نیروی عکس العمل زمین (مؤلفه FzPO)، زمان رسیدن به اوج مؤلفه FzHC، جابجایی مرکز فشار مؤلفه داخلی - خارجی و نرخ بارگذاری عمودی معنادار بود. مطالعات پیشین نشان داد که افراد مبتلا به کمردرد در هنگام راه رفتن جابجایی قدامی - خلفی مرکز فشار کمتری نسبت به افراد سالم دارا بودند که علت آن می تواند وجود مکانیزم های جبرانی برای کاهش درد باشد^(۲۵)، همچنین گزارش شده است که مرکز فشار در افراد دارای کمردرد در هنگامی که ایستاده هستند به سمت پاشنه متمایل می شود که علت این عمل را کاهش فشار و رفع خستگی عضلات اکستنسوری تنه بیان نمودند^(۳۹). به علاوه، بیماران دارای کمردرد در هنگام راه رفتن و دویدن چرخش داخلی استخوان تیبیا و ران و تیلت قدامی لگن را دارا می باشند^(۳۷) که برای جبران این وضعیت ممکن است تنه را به سمت خلف جابجا و بردار وزن بدن را به عقب منتقل کنند^(۴۰، ۴۱). ضعف گیرنده های پروپریوسپتو در بیماران دارای کمردرد باعث کاهش تعادل می شود که بیمار برای جلوگیری از به هم خوردن تعادل سعی می کند به طور آهسته و با قدم های کوتاه راه برود^(۴۲). نتایج تست تعقیبی در پژوهش حاضر نشان داد که طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون در گروه تجربی میزان اوج نیرو وارده بر بخش خارجی پاشنه بزرگتر می باشد. ترکیب فاشیای ناحیه کمری و عضله سوئز بزرگ همچون فنری جهت راست کردن ران عمل می کند و ثبت فعالیت الکترومایوگرافی از این فرضیه حمایت می نماید^(۳۸). احتمالا بهبود عملکرد

References

1. Deyo RA. Diagnostic evaluation of LBP: reaching a specific diagnosis is often impossible. *Archives of internal medicine*. 2002;162(13):1444-7.
2. Shamji MF, Hurlbert RJ. My Aching Back. *World neurosurgery*. 2012;78(3):248-51.
3. Katz JN. Lumbar disc disorders and low-back pain: socioeconomic factors and consequences. *JBJS*. 2006;88:21-4.
4. Wilson E, Payton O, Donegan-Shoaf L, Dec K. Muscle energy technique in patients with acute low back pain: a pilot clinical trial. *Journal of Orthopaedic & sports Physical therapy*. 2003;33(9):502-12.
5. Mohseni-Bandpei MA, Fakhri M, Bargheri-Nesami M, Ahmad-Shirvani M, Khalilian AR, Shayesteh-Azar M. Occupational back pain in Iranian nurses: an epidemiological study. *British Journal of Nursing*. 2006;15(17):914-7.
6. Mohseni-Bandpei MA, Bagheri-Nesami M, Shayesteh-Azar M. Nonspecific low back pain in 5000 Iranian school-age children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2007;27(2):126-9.
7. Mohseni-Bandpei MA, Fakhri M, Ahmad-Shirvani M, Bagheri-Nessami M, Khalilian AR, Shayesteh-Azar M, et al. Low back pain in 1,100 Iranian pregnant women: prevalence and risk factors. *The spine journal*. 2009;9(10):795-801.
8. Maheshwari J. Degenerative disorders. *Essential Orthopedics 3rd ed* New Delhi: Mehta publishers. 2005:252-4.
9. Alexander KM, Kinney LaPier TL. Differences in static balance and weight distribution between normal subjects and subjects with chronic unilateral low back pain. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 1998;28(6):378-83.
10. Yazdani S, Farahpour N. The association of chronic low back pain with increased postural sway: a special reference to perturbation of the visual, vestibular and proprioception systems. *Gait & Posture*. 2009;30:S24-S5.
11. Lafond D, Champagne A, Descarreaux M, Dubois J-D, Prado JM, Duarte M. Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. *Gait & posture*. 2009;29(3):421-7.
12. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement: Lippincott Williams & Wilkins*; 2006.
13. Monteiro M, Gabriel R, Aranha J, e Castro MN, Sousa M, Moreira M. Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women. *Clinical Biomechanics*. 2010;25(5):461-7.
14. Leitch KM, Birmingham TB, Jones IC, Giffin JR, Jenkyn TR. In-shoe plantar pressure measurements for patients with knee osteoarthritis: Reliability and effects of lateral heel wedges. *Gait & posture*. 2011;34(3):391-6.
15. Nigg BM, Robinson R, Herzog W. Use of Force Platform Variables to Quantify the Effects of Chiropractic Manipulation on Gait Symmetry. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 1987;10(4).
16. De Cock A, Willems T, Witvrouw E, Vanrenterghem J, De Clercq D. A functional foot type classification with cluster analysis based on plantar pressure distribution during jogging. *Gait & posture*. 2006;23(3):339-47.
17. Abdul Razak AH, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors*. 2012;12(7):9884-912.
18. Rai D, Aggarwal L. The study of plantar pressure distribution in normal and pathological foot. *Pol J Med Phys Eng*. 2006;12(1):25-34.
19. Bonato P. Wearable sensors/systems and their impact on biomedical engineering. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2003;22(3):18-20.

20. Rodgers MM. Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Physical therapy*. 1988;68(12):1822-30.
21. Greene HS, Cholewicki J, Galloway MT, Nguyen CV, Radebold A. A history of low back injury is a risk factor for recurrent back injuries in varsity athletes. *The American journal of sports medicine*. 2001;29(6):795-800.
22. Heidari N, Madden JA, Loeffler MD. Report of a Case of Genu Recurvatum Following Tibial Eminence Avulsion Treated by Proximal Tibial Flexion Osteotomy and Review of the Literature. *Surgical Science*. 2011;2(03):117.
23. 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;49(9):1705-10.
24. Silfies SP, Squillante D, Maurer P, Westcott S, Karduna AR. Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. *Clinical Biomechanics*. 2005;20(5):465-73.
25. Lee JH, Fell DW, Kim K. Plantar pressure distribution during walking: comparison of subjects with and without chronic low back pain. *Journal of Physical Therapy Science*. 2011;23(6):923-6.
26. Fayaz ES. Foot Pressure Asymmetry in Patients with Mechanical Low Back Pain. *Med J Cairo Univ*. 2012;80(2).
27. Zorn A, Schleip R, Klingler W, editors. Walking with elastic fascia: Saving energy by maintaining balance. 7th World Congress on Low Back and Pelvic Pain, Los Angeles USA; 2010.
28. Schleip R, Baker A. Fascia in sport and movement: Handspring Publishing; 2015.
29. Pamukoff DN, Lewek MD, Blackburn JT. Greater vertical loading rate in obese compared to normal weight young adults. *Clinical Biomechanics*. 2016;33:61-5.
30. Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann G-P. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. *Footwear Science*. 2016;8(1):1-11.
31. Cohen J. A power primer. *Psychological bulletin*. 1992;112(1):155.
32. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: translating research into clinical practice: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
33. Yoon J. The relation study of weight distribution and strength of Lower extremity with and without Low back pain in middle-aged woman. *Exercise science: official journal of the Korea Exercise Science Academy*. 2008; 309:16-17.
34. Alexander K. Differences in static balance and weight distribution between normal weight distribution between normal subjects and subjects with chronic unilateral low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998;28:378-83.
35. Filipović V, Ciliga D. Postural adaptation of idiopathic adolescent scolioses (IAS). *Kinesiology: International journal of fundamental and applied kinesiology*. 2010;42(1):16-27.
36. Schizas C, Kramers-de Quervain I, Stüssi E, Grob D. Gait asymmetries in patients with idiopathic scoliosis using vertical forces measurement only. *European Spine Journal*. 1998;7(2):95-8.
37. Menz HB, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Hannan MT. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. *Rheumatology*. 2013; 52(12): 2275-2282.
38. Zorn A, Hodeck K. Walk with elastic fascia. *Dynamic body*. 2011:96-123.
39. Gill KP, Callaghan MJ. The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. *Spine*. 1998;23(3):371-7.
40. Willigenburg NW, Kingma I, van Dieën JH. Center

of pressure trajectories, trunk kinematics and trunk muscle activation during unstable sitting in low back pain patients. *Gait & posture*. 2013;38(4):625-30.

41. Mientjes M, Frank J. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. *Clinical Biomechanics*. 1999;14(10):710-6.
42. Taylor S, Frost H, Taylor A, Barker K. Reliability and responsiveness of the shuttle walking test in patients with chronic low back pain. *Physiotherapy Research International*. 2001;6(3):170-8.

Effect of elastic gait training on Foot pressure variables in subjects with low back pain during running

Farnaz seifiskishahr¹, Seyed majid alavi mehr², Amiral Jafarnezhadgero^{3*}, Mohsen Katanchi⁴

1. Assistant Professor of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil
2. MSc Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil
3. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil
4. MSc Student in Sport Injuries and Corrective Exercise, Department of Physical Education, Payame Noor University, Tehran

ABSTRACT

Aims and background: The aim of this study was to investigate the effects of elastic gait training on the peak plantar pressure variables and peak forces of 10 regions of the foot, peak of vertical force, time to peak of vertical force and displacement of center of pressure in patients with low back pain during running.

Materials and methods: The sample of this study included 29 men with low back pain. These subjects were divided into control (n=12) and experimental (n=17) groups. The experimental group did elastic gait training for 6 weeks. Peak plantar pressure variables during both pre and post-test were recorded by a foot scan system (sample rate: 300 Hz).

Findings: In the experimental group, findings demonstrated greater peak force on lateral part of the heel during post-test than in pre-test. Moreover, lower peak pressure in the fourth and fifth metatarsal regions were observed during post-test than in pre-test. In control group, greater peak forces in third metatarsal part, lateral, and medial parts of the heel were observed during post-test compared to pre-test.

Conclusion: Findings of this study demonstrated that elastic gait training did not have any significant effect on stance time. Also, elastic gait training increased peak force in lateral part of the heel and decreased peak pressure in fourth and fifth metatarsal parts.

keywords: Elastic gait, Plantar pressure, Low back pain, Running

► Please cite this paper as:

Seifi-Skishahr F, Alavi-Mehr SM, Jafarnezhadgero AA, Katanchi M[Effect of elastic gait training on Foot pressure variables in subjects with low back pain during running(Persian)]. J Anesth Pain 2018;8(4):47-59.

Corresponding Author: Amiral Jafarnezhadgero, Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com