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

اثر تمرینات راه‌رفتن الاستیکی بر متغیرهای فشار کف پایی در افراد دارای کمردرد طی دویدن

فرناز سیفی اسک شهر[۱]، سید مجید علوی مهر[۲]، امیرعلی جعفرنژادگرو*[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 دریافت: ۱۳۹۷/۲/۲۷ تاریخ بازبینی: ۱۳۹۷/۳/۱۸ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۳/۲۱

چکیده

زمینـه و هـدف: هـدف از ایـن پژوهـش بررسـی اثـرات تمرینـات راه‌رفتـن الاسـتیکی بـر اوج متغیرهـای فشـار کـف پایـی و اوج نیروهـای وارده بـر مناطـق ده‌گانـه پـا، اوج نیـروی عمـودی، زمـان رسـیدن بـه آن و جابجایـی مرکـز فشـار در افـراد دارای کمـردرد طـی دویـدن بـود.

مـواد و روش هـا: نمونـه پژوهـش حاضـر شـامل ۲۹ مـرد دارای عارضـه کمـردرد بـود. ایـن افـراد بـه دو گـروه کنتـرل (تعـداد: ۱۲) و تجربـی (تعـداد:۱۷) تقسـیم شـدند. گـروه تجربـی بـه مـدت ۶ هفتـه تمرینـات الاسـتیک راه‌رفتـن را انجـام دادنـد. مقادیـر فشـار کـف پایـی طـی پیـش و پس‌آزمـون توسـط دسـتگاه فـوت اسـکن (نـرخ نمونه‌بـرداری: ۳۰۰ هرتـز) ثبـت شـد.

یافته‌هـا: نتایـج نشـان داد کـه طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون در گـروه تجربـی میـزان اوج نیـرو وارده بـر بخـش خارجـی پاشـنه بزرگتـر می‌باشـد. بعـلاوه، طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون در گـروه تجربـی میـزان اوج فشـار وارده بـر بخش‌هـای کف‌پایـی چهـارم و کف‌پایـی پنجـم کوچکتـر می‌باشـد. همچنیـن طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون در گـروه کنتـرل میـزان اوج نیـرو وارده بـر بخـش کف‌پایـی سـوم و بخش‌هـای داخلـی و خارجـی پاشـنه بزرگتـر بـود.

نتیجه‌گیـری: یافته‌هـای پژوهـش حاضـر نشـان داد کـه تمرینـات راه‌رفتـن الاسـتیکی بـر روی مـدت زمـان اتـکا اثـر معنـی‌داری را دارا نمی‌باشـد. همچنیـن تمرینـات الاسـتیکی راه‌رفتـن میـزان اوج نیـرو وارده بـر بخـش خارجـی پاشـنه را افزایـش و میـزان اوج فشـار وارده بـر بخش‌هـای کف‌پایـی چهـارم و کف‌پایـی پنجـم را کاهـش داد.

واژه‌های کلیدی: راه‌رفتن الاستیک، فشار کف پایی، کمردرد، دویدن

مقدمه

کمـردرد یـک عارضـه پیچیـده و رایجـی اسـت کـه عوامـل متعـددی بـر روی آن تأثیـر دارد و اغلـب بـه علـت برخـورد یـا انجـام دادن عمـل خاصـی ایجـاد می‌شـود[۱]. ایـن عارضـه گاه در بسـیاری از افـراد بـه صـورت آشـکار وجـود نـدارد و گاه بـه صـورت علائمـی ماننـد درد سـتون مهره‌هـا، درد در پـا و پایین‌تنـه ظاهـر می‌شـود[۲]. کمـردرد شـدید در بدتریـن حالـت می‌توانـد صدمـات جبران‌ناپذیـری بـه اعصـاب محیطـی

نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
پست الکترونیک: amiralijafarnezhad@gmail.com

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 پروپریوسپتیو 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، قیچی‌وار 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 پایی در بین روش‌های آنالیز دویدن، روشی مرسوم و جدیدی است که در شرایط استاتیکی و دینامیکی عملکرد پا را مورد بررسی قرار می‌دهد[۱۴]. با بررسی توزیع فشار کف پایی می‌توان به بازتوانی بیوفیدبک برای کنترل پوسچر راه‌رفتن و دویدن افراد سکته 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 پایی از میان پارامترهای فشار کف پایی 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 پایی استفاده می‌شود. هر گونه تغییر در الگوی فشار کف پایی 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 پایی 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[۱۲]، 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 پایی و مرکز فشار در افراد دارای کمردرد را مورد بررسی قرار

دادنـد و گـزارش دادنـد کـه الگـوی راه‌رفتـن و مسـیر فشـار کـف پـا در ایـن افـراد در مقایسـه بـا افـراد سـالم تفـاوت دارد کـه علـت آن را وجـود مکانیزم‌هـای جبرانـی بـرای جلوگیـری از درد عنـوان نمودنـد[۲۵]. فائـز و همـکاران(۲۰۱۲) بـا بررسـی توزیـع فشـار بیـن پـای راسـت و چـپ در هـر دو شـرایط اسـتاتیک و دینامیـک بـه ایـن نتیجـه رسـیدند کـه ایـن توزیـع فشـار در افـراد دارای کمـردرد نامتقـارن می‌باشـد کـه دلیـل ایـن عدم‌تقـارن را کاهـش سـرعت راه‌رفتـن، طـول گام و زمـان اتـکا بیـان نمودنـد[۲۶]. بـا توجـه بـه تغییـر الگـوی فشـار کـف پایـی در بیمـاران کمـردرد در طـی حـرکات انتقالـی همچـون راه‌رفتـن و دویـدن، اسـتفاده از تداخـلات درمانـی جهـت اصلاح الگـوی توزیـع فشـار در افـراد دارای کمـردرد از اهمیـت بالایـی برخـوردار اسـت.

دو مکانیسـم مسـئول حفـظ هزینـه انـرژی در طـی راه‌رفتـن انسـان هسـتند کـه شـامل بـالا و پاییـن رفتـن مرکـز جـرم بـدن و افزایـش و کاهـش شـتاب قسـمت فوقانـی بـدن جهـت حفـظ تعـادل می‌باشـند[۲۷، ۲۸]. فشـیا ناحیـه کمـری شـبیه بـه یـک فنـر الاسـتیکی عمـل کـرده و در چگونگـی ایـن دو مکانیسـم اثرگـذار اسـت[۲۷، ۲۸]. مدل‌هـای مکانیکـی نشـان داده‌انـد کـه احتمـالا اجـرای تداخـلات تمرینـی برروی فشـیای ناحیـه کمـری بتوانـد در بهبـود درد در بیمـاران کمـردرد مؤثـر باشـد[۲۷، ۲۸]. یکـی از تداخـلات درمانـی کـه اخیـرا جهـت بازتوانـی بیمـاران کمـردرد مـورد اسـتفاده قـرار می‌گیـرد شـامل تمرینـات راه‌رفتـن الاسـتیکی اسـت. در تمرینـات راه‌رفتـن الاسـتیکی بـا اسـتفاده از خـواص الاسـتیکی فشـیای ناحیـه کمـری ایـن بافـت درگیـر شـده و در طولانـی مـدت می‌توانـد اثـرات مفیـدی را در بهبـود درد در بیمـاران کمـردرد داشـته باشـد[۲۸]. بـا وجـود ایـن اثـرات ایـن شـیوه تمرینـی بـر مکانیـک راه‌رفتـن تاکنـون بـه لحـاظ علمـی مـورد بررسـی قرار نگرفتـه اسـت. بـا توجـه بـه اهمیـت نحـوه‌ی توزیـع فشـار کـف پـا طـی دویـدن در افـراد دارای عارضـه کمـردرد، هـدف از ایـن پژوهـش، بررسـی اثـرات تمرینـات راه‌رفتـن الاسـتیکی بـر اوج متغیرهـای فشـار کـف پایـی و اوج نیروهـای وارده بـر مناطـق ده‌گانـه پـا، اوج نیـروی عمـودی، زمـان رسـیدن بـه آن و جابجایـی مرکـز فشـار در افـراد دارای کمـردرد طی دویـدن بود.

روش مطالعه

آزمودنی‌ها

نمونـه پژوهـش حاضـر شـامل ۲۹ مـرد دارای عارضـه کمـردرد بـود کـه بـه دو گـروه کنتـرل (۱۲ نفـر) و تجربـی (۱۷ نفـر) تقسـیم شـدند. معیارهـای ورود بـه تحقیـق حاضـر افـراد دارای عارضـه کمـردرد انتخـاب شـدند، هـر آزمودنـی فـرم رضایـت نامـه را تکمیـل و امضـا نمودنـد. معیارهـای خـروج از پژوهـش شـامل سـابقه عمـل جراحـی در ناحیـه کمر و یـا انـدام تحتانی، ناهنجاری‌هـای سـتون فقـرات، پوکـی اسـتخوان، شکسـتی یـا اختـلال در ناحیـه گـردن بـود. اهـداف و روش مطالعـه بـرای آزمودنی‌هـا، قبـل از اجـرای آزمـون شـرح داده شـد. طـرح پژوهـش حاضـر در کمیتـه اخـلاق دانشـگاه علـوم پزشـکی اردبیـل بـا کـد R-ARUMS-REC-1397-56 مـورد تاییـد قـرار گرفـت. پژوهـش حاضـر منطبـق بـا آزمایش‌هـای انسـانی و همچنیـن بیانیـه هلسـینکی در سـال ۱۹۷۵ (بازبینـی شـده در سـال ۲۰۰۸) مـورد اجـرا قـرار گرفـت.

ابزارها

دسـتگاه فـوت اسـکن در وسـط مسـیر دویـدن ۱۵ متـری قـرار داده شـد. داده‌هـای متغیرهـای فشـار کف‌پایـی بـا اسـتفاده از نرم‌افـزار (آر، اس، اسـکن) و بـا فرکانـس نمونه‌بـرداری ۳۰۰ هرتـز ثبـت شـد. ابتـدا فرآینـد کالیبـره نمـودن دسـتگاه فـوت اسـکن انجـام شـد. بـرای هـر آزمودنـی در ادامـه یـک کوشـش ایسـتا ثبـت گردیـد کـه در آن وزن آزمودنـی و طـول پـا وی در نرم‌افـزار دسـتگاه ثبـت گردیـد. کوشـش دویـدن صحیـح شـامل برخـورد کامـل پـا بـر روی بخـش میانـی دسـتگاه فـوت اسـکن بـود. اگـر فـوت اسـکن توسـط آزمودنـی جهـت تنظیـم گام مـورد هـدف قـرار می‌گرفـت یـا تعـادل آزمودنـی دچـار اختـلال می‌شـد، کوشـش دویـدن تکـرار می‌شـد. داده‌هـای فشـار کف‌پایـی در طـی فـاز اتـکای دویـدن اسـتخراج شـد. بـرای تنظیـم قرارگیـری پـای آزمودنی‌هـا بـر روی فوت‌اسـکن طـی دویـدن، ۵ مرتبـه عمـل دویـدن بـه طـور آزمایشـی

توسط هر آزمودنی انجام گرفت. پس از آن ۳ کوشش قابل قبول با سرعت مشخص انجام شد و الگوی دویدن 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 محاسبه‌ی نرخ بارگذاری نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، شیب خط اتصال‌دهنده از لحظه‌ی تماس پاشنه تا اوج اولیه منحنی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین محاسبه شد[۲۳]. فاز برخورد پاشنه با زمین توسط بیشتر بودن نیروی عمودی عکس‌العمل بیشتر از ۲۰ نیوتن و جداشدن پنجه توسط آخرین داده بیشتر از ۲۰ نیوتن مشخص گردید[۲۹،۳۰]. داده‌ها در دو شرایط پیش‌آزمون طی دویدن و پس‌آزمون طی دویدن 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[۲۳].

پروتکل تمرینات راه‌رفتن الاستیکی

آزمودنی‌های گروه تجربی به مدت شش هفته تمرین راه‌رفتن الاستیکی را به مدت چهل 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 خم‌کردن 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، شل‌کردن 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[۲۸]. 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 شپیرو-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]:

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

نتایج

گروه تجربی دارای میانگین سن، جرم، قد و شاخص توده بدن به ترتیب برابر ۳/۹۱±۲۱/۷۸ سال (بین ۱۷ تا ۲۸ سال)، ۱۳/۶۴±۷۵/۴۷ کیلوگرم، ۴/۷۶±۱۷۳/۶۴ سانتی‌متر و ۳/۸۹±۲۵/۰۲ جرم بر مجذور قد و گروه کنترل دارای میانگین سن، جرم، قد و شاخص توده بدن به ترتیب برابر ۳/۸۴±۲۱/۵۸ سال (بین ۱۷ تا ۲۸ سال)، ۱۶/۰۶±۸۰/۴۱ کیلوگرم، ۴/۶۱±۱۷۵/۷۵ سانتی‌متر و ۴/۲۶±۲۵/۹۲ جرم بر مجذور قد بودند.

نتایج هیچگونه اختلاف معناداری را در مقادیر زمان اتکا بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در دو گروه کنترل (پیش‌آزمون: ۶۸/۷۵ ± ۷۱۵/۳۷؛ پس‌آزمون: ۸۶/۳۲ ± ۷۳۱/۳۹) و تجربی (پیش‌آزمون: ۷۸/۶۵ ± ۷۰۲/۰۹؛ پس‌آزمون: ۸۳/۰۲±۷۱۵/۲۹) 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 ۱و۲).

جدول۱: مقایسه متغیرهای فشار کف‌پایی در دو گروه طی پیش‌آزمون

متغیر	مؤلفه	تجربی	کنترل	سطح معنی‌داری
اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین	FzHC	۱/۳۸ ± ۰/۲۶	۱/۵۵ ± ۰/۴۶	۰/۲۰۷
	FzPO	۲/۸۹ ± ۰/۲۹	۲/۸۳ ± ۰/۲۶	۰/۵۶۳
زمان رسیدن به اوج نیروها	FzHC	۳۰/۱۳ ± ۶/۵۴	۴۵/۳۷ ± ۱۷/۳۳	۰/۰۰۳
	FzPO	۱۲۴/۱۸ ± ۱۲/۹۰	۱۳۲/۴۰ ± ۲۰/۹۶	۰/۲۰۲
جابجایی مرکز فشار	داخلی-خارجی	۳۵/۳۲ ±۱۰/۸۲	۴۷/۳۲ ± ۱۶/۵۶	۰/۰۴۱
	قدامی-خلفی	۲۲۵/۴۱ ± ۳۰/۳۹	۲۰۸/۰۹ ± ۴۳/۵۷	۰/۲۱۷
نرخ بارگذاری	عمودی	۰/۰۴ ± ۰/۰۱	۰/۰۳ ± ۰/۰۱	۰/۰۱۵

جدول ۲: مقایسه نیرو و فشار کف‌پایی ده ناحیه کف‌پا در دو گروه طی پیش‌آزمون

متغیر	ناحیه	تجربی	کنترل	سطح معنی‌داری
فشار	انگشت شست	۱۹/۸۷ ±۳/۴۱	۲۰/۵۸ ± ۶/۲۴	۰/۷۰۰
	انگشت دوم تا پنجم	۸/۵۳ ± ۱/۹۹	۸/۰۸ ± ۲/۵۵	۰/۶۰۰
	کف پایی اول	۲۳/۰۷ ± ۴/۲۸	۲۳/۱۸ ± ۵/۸۵	۰/۹۵۶
	کف پایی دوم	۲۸/۸۲ ± ۵/۰۱	۲۹/۲۷ ± ۷/۰۱	۰/۸۴۲
	کف پایی سوم	۲۸/۰۹ ±۴/۴۱	۲۶/۹۵ ± ۵/۷۸	۰/۵۵۳
	کف پایی چهارم	۲۱/۷۴ ±۵/۴۳	۲۰/۰۶ ± ۷/۷۸	۰/۳۹۹
	کف پایی پنجم	۱۳/۵۱ ± ۴/۶۰	۱۲/۰۶ ± ۴/۱۱	۰/۳۹۴
	میانه پا	۱۱/۵۱ ± ۳/۶۶	۱۱/۳۲ ± ۴/۶۳	۰/۹۰۳
	بخش داخلی پاشنه	۲۳/۱۱ ± ۶/۴۱	۲۳/۷۴ ± ۵/۴۲	۰/۷۸۴
	بخش خارجی پاشنه	۲۳/۳۰ ± ۵/۴۸	۲۲/۴۲ ± ۶/۱۷	۰/۶۸۶
نیرو	انگشت شست	۲۶۹/۸۲ ±۵۹/۷۷	۲۹۱/۰۲ ± ۹۹/۰۶	۰/۴۷۸
	انگشت دوم تا پنجم	۱۲۰/۱۴ ± ۳۷/۰۱	۹۹/۷۶ ± ۴۰/۸۷	۰/۱۷۳
	کف پایی اول	۴۶۰/۴۹ ± ۸۴/۹۹	۴۸۶/۶۸ ± ۱۲۳/۱۶	۰/۵۰۳
	کف پایی دوم	۲۸۴/۲۷ ± ۵۸/۹۶	۳۱۹/۵۹ ± ۹۶/۲۰	۰/۲۳۰
	کف پایی سوم	۳۲۹/۶۵ ±۷۰/۸۵	۳۱۵/۶۶ ± ۸۵/۰۵	۰/۶۳۴
	کف پایی چهارم	۲۴۸/۸۰ ±۶۶/۸۶	۲۲۹/۸۵ ± ۶۵/۷۹	۰/۴۵۶
	کف پایی پنجم	۱۴۲/۹۳ ± ۵۴/۶۹	۱۲۹/۸۲ ± ۴۴/۹۰	۰/۵۰۱
	میانه پا	۳۷۲/۳۸ ± ۲۰۸/۶۹	۳۹۶/۸۸ ± ۲۷۲/۵۶	۰/۷۸۶
	بخش داخلی پاشنه	۴۶۷/۹۵ ±۱۵۱/۶۳	۵۰۳/۴۶ ± ۱۵۴/۶۳	۰/۵۴۳
	بخش خارجی پاشنه	۴۲۴/۱۸ ± ۱۰۲/۳۴	۴۳۶/۴۲ ± ۱۴۶/۶۳	۰/۷۹۳

نتایج نشان داد که اثر عامل زمان بر متغیرهای زمان رسیدن به اوج مؤلفه FzHC (P=۰/۰۳۴؛ اندازه اثر متوسط) معنادار بود (جدول۳). نتایج نشان داد که اثر عامل گروه بر متغیرهای اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین مؤلفه FzPO (P=۰/۰۱۱؛ اندازه اثر پایین)، زمان رسیدن به اوج مؤلفه FzHC (P=۰/۰۰۲؛ اندازه اثر بالا)، جابجایی مرکز فشار مؤلفه داخلی-خارجی (P=۰/۰۱۶؛ اندازه اثر بالا) و نرخ بارگذاری عمودی (P=۰/۰۲۹؛ اندازه اثر متوسط) معنادار بود (جدول۳). 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>۰/۰۵) (جدول۳).

جدول۳: 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* (۰/۱۵۶)	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<۰/۰۵

نتایج نشان داد که اثر عامل زمان بر متغیرهای اوج نیروی نواحی کف‌پایی سوم (P=۰/۰۱۰؛ اندازه اثر بالا)، کف‌پایی چهارم (P=۰/۰۳۸؛ اندازه اثر متوسط)، بخش داخلی پاشنه (P=۰/۰۰۷؛ اندازه اثر بالا) و اوج فشارکف‌پایی نواحی کف‌پایی سوم (P=۰/۰۰۶؛ اندازه اثر بالا)، کف‌پایی چهارم (P=۰/۰۰۴؛ اندازه اثر بالا)، میانه‌پا (P=۰/۰۰۴؛

انـدازه اثـر متوسـط)، بخـش داخلـی پاشـنه (P=۰/۰۲۶؛ انـدازه اثـر متوسـط) و بخـش خارجـی پاشـنه (P=۰/۰۲۰؛ انـدازه اثـر متوسـط) معنـادار بـود (جـدول۴). نتایـج نشـان داد کـه اثـر عامـل گـروه بـر هیـچ یـک از متغیرهـای اوج نیـرو و اوج فشـارکف‌پایی در نقـاط ده‌گانـه پـا معنـادار نبـود (P>۰/۰۵) (جـدول۴). نتایـج نشـان داد کـه اثـر تعاملـی زمان×گـروه بـر متغیرهـای اوج نیـروی ناحیـه کف‌پایـی سـوم (P=۰/۰۳۴؛ انـدازه اثـر بـالا) و اوج فشـار کف‌پایـی ناحیـه کف‌پایـی دوم (P=۰/۰۴۶؛ انـدازه اثـر متوسـط) معنـادار بـود (جـدول۴). نتایـج تسـت تعقیبـی نشـان داد کـه طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون در گـروه تجربـی میـزان اوج نیـرو واره بـر بخـش خارجـی پاشـنه بزرگتـر می‌باشـد (P=۰/۰۴۴؛ انـدازه اثـر بـالا) (جـدول۴). بعـلاوه، طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون در گـروه تجربـی میـزان اوج فشـار واره بـر بخش‌هـای کف‌پایـی چهـارم (P=۰/۰۳۲؛ انـدازه اثـر بـالا) و کف‌پایـی پنجـم (P=۰/۰۲۲؛ انـدازه اثـر بـالا) کوچکتـر می‌باشـد (جـدول۴). نتایـج تسـت تعقیبـی نشـان داد کـه طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون در گـروه کنتـرل میـزان اوج نیـرو وارده بـر بخـش کف‌پایـی سـوم (P=۰/۰۲۳؛ انـدازه اثـر پاییـن) کوچکتـر می‌باشـد (جـدول۴). همچنیـن طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون در گـروه کنتـرل میـزان اوج نیـرو وارده بـر بخش‌هـای داخلی پاشـنه (P=۰/۰۲۵؛ انـدازه اثـر متوسـط) و خارجـی پاشـنه (P=۰/۰۳۸؛ انـدازه اثـر متوسـط) بزرگتـر بـود (جـدول۴). بعـلاوه، طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون در گـروه کنتـرل میـزان اوج فشـار واره بـر بخش‌هـای کف‌پایـی دوم (P=۰/۰۲۶؛ انـدازه اثـر بـالا) و کف‌پایـی سـوم (P=۰/۰۰۹؛ انـدازه اثـر بـالا) کوچکتـر می‌باشـد (جـدول۴)

بحث

نحـوه توزیـع فشـار کف‌پایـی و بررسـی آن، اطلاعـات مفیـدی از سـاختار آناتومیکـی پـا، عملکـرد آن و همچنیـن بیومکانیـک راه‌رفتـن و دویـدن را فراهـم می‌کنـد و زمینـه‌ای را بـرای ارزیابـی مشـکلات انـدام تحتانـی ایجـاد می‌کنـد[۳۲]. هـدف از پژوهـش حاضـر، ارزیابـی متغیرهـای فشـار کـف پایـی در افـراد دارای کمـردرد طـی دویـدن می‌باشـد. نتایـج هیچگونـه اختـلاف معنـاداری را در مقادیـر زمـان اتـکا بیـن پیش‌آزمـون و پس‌آزمـون در دو گـروه کنتـرل و تجربـی نشـان نـداد.

مطالعـات گذشـته نشـان داده‌انـد کـه توزیـع فشـار کف‌پایـی و الگـوی راه‌رفتـن بیـن دو گـروه سـالم و کمـردرد تفـاوت معنـی‌داری دارا می‌باشـد[۲۵، ۲۶، ۳۳]. همچنیـن، الکسـاندر و لاپیـر نشـان دادنـد کـه تفـاوت معنـاداری در توزیـع وزن بیـن دو گـروه مبتـلا بـه کمـردرد و سـالم در حیـن ایسـتادن وجـود نـدارد[۲۵]. تفسـیر تغییـر توزیـع فشـارکف‌پایی در افـراد مبتـلا بـه کمـردرد بـه ایـن صـورت اسـت کـه طبـق یافته‌هـای مطالعـات پیشـین، عملکـرد انـدام وتری‌گلـژی، دوک عضلانـی و گیرنده‌هـای موجـود در مفاصـل در افـراد مبتـلا بـه کمـردرد تغییـر می‌کنـد و در نتیجـه اطلاعـات نادرسـتی جهـت حفـظ پایـداری تنـه فراهـم می‌آورنـد[۳۴]. دلیلـی کـه باعـث اختـلال عملکـرد مکانیکـی می‌شـود، عـدم تعـادل تنـه اسـت کـه در الگـوی راه‌رفتـن و دویـدن نمایـان می‌شـود[۳۵، ۳۶]. بـا هـر تغییـری در الگـوی راه‌رفتـن و دویـدن، نحـوه توزیـع فشـار کف‌پایـی تحـت تاثیـر قـرار خواهـد گرفـت. بـه طوری‌کـه منـز و همـکاران نشـان دادنـد کـه افـراد مبتـلا بـه کمـردرد بـا پرونیشـن عملکـردی پـا راه می‌رونـد[۳۷]. پرونیشـن اضافـی پـا خـط پیشـروی راه‌رفتـن و دویـدن را بـه سـمت داخـل بـدن می‌کشـاند کـه بـار وارده بـه سـمت داخلـی پـا را افزایـش و فشـار وارده بـه سـمت خـارج پـا را کاهـش می‌دهـد و باعـث انتقـال توزیـع فشـار کف‌پایـی از سـمت خـارج بـه سـمت داخـل پـا می‌شـود[۳۷]. نتایـج پژوهـش حاضـر نشـان داد کـه طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون در گـروه تجربـی میـزان اوج فشـار واره بـر بخش‌هـای کف‌پایـی چهـارم و کف‌پایـی پنجـم کوچکتـر می‌باشـد. بنابرایـن، بـا توجـه بـه یافته‌هـا مشـخص می‌شـود کـه تمرینـات الاسـتیک راه‌رفتـن می‌تواننـد سـبب ایـن کاهـش شـده باشـند. مکانیسـم ایـن اثرگـذاری احتمـالا بـه ایـن ترتیـب اسـت کـه ایـن تمرینـات

جدول۴: اثر عامل زمان، گروه و اثر تعاملی زمان و گروه بر اوج نیرو و فشار مناطق ده‌گانه پا

متغیر	ناحیه	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
نیرو	انگشت شست	۲۶۹/۸۲±۵۹/۷۷	۲۶۵/۷۲±۶۶/۶۳	-۱/۵۱	۲۹۱/۰۲±۹۹/۰۶	۲۶۸/۷۳±۶۸/۷۳	-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	۹۹/۷۶±۴۰/۸۷	۹۶/۲۹±۳۶/۳۰	-۳/۴۷	۰/۵۵۳ (۰/۰۱۳)	۰/۳۲۷ (۰/۰۳۶)	۰/۹۶۸ (۰/۰۰۰)
	کف پایی اول	۴۶۰/۴۹±۸۴/۹۹	۴۷۳/۸۲±۸۱/۵۱	۲/۸۹	۴۸۶/۶۸±۱۲۳/۱۶	۴۵۶/۴۴±۱۳۰/۴۳	-۶/۲۱	۰/۵۵۳ (۰/۰۱۳)	۰/۹۰۴ (۰/۰۰۱)	۰/۱۳۳ (۰/۰۸۲)
	کف پایی دوم	۲۸۴/۲۷±۵۸/۹۶	۲۹۵/۲۶±۷۸/۹۹	۳/۸۶	۳۱۹/۵۹±۹۶/۲۰	۳۱۲/۸۴±۸۳/۹۹	-۲/۱۱	۰/۷۹۹ (۰/۰۰۲)	۰/۳۶۲ (۰/۰۳۱)	۰/۲۹۰ (۰/۰۴۱)
	کف پایی سوم	۳۲۹/۶۵±۷۰/۸۵	۳۱۷/۵۸±۷۶/۴۱	-۳/۶۶	۳۱۵/۶۶±۸۵/۰۵	۲۹۰/۳۲±۷۱/۵۱*	-۸/۰۲	۰/۰۱۰* (۰/۲۱۹)	۰/۴۶۳ (۰/۰۲۰)	۰/۰۳۴* (۰/۹۵۳)
	کف پایی چهارم	۲۴۸/۸۰±۶۶/۸۶	۲۳۷/۲۸±۶۶/۳۷	-۴/۶۳	۲۲۹/۸۵±۶۵/۷۹	۲۱۸/۸۴±۵۷/۸۶	-۴/۷۹	۰/۰۳۸* (۰/۱۴۹)	۰/۴۴۰ (۰/۰۲۲)	۰/۹۶۱ (۰/۰۰۰)
	کف پایی پنجم	۱۴۲/۹۳±۵۴/۶۹	۱۳۳/۶۹±۴۲/۱۱	-۶/۴۶	۱۲۹/۸۲±۴۴/۹۰	۱۳۵/۹۲±۶۸/۴۰	۴/۶۹	۰/۸۲۰ (۰/۰۰۲)	۰/۷۷۳ (۰/۰۰۳)	۰/۲۷۳ (۰/۰۴۴)
	میانه پا	۳۷۲/۳۸±۲۰۸/۶۹	۳۶۵/۱۵±۲۱۹/۷۳	-۱/۹۴	۳۹۶/۸۸±۲۷۲/۵۶	۳۹۱/۱۳±۲۹۱/۲۸	-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	۵۰۳/۴۶±۱۵۴/۶۳	۵۷۶/۲۰±۱۸۴/۸۰*	۱۴/۴۴	۰/۰۰۷* (۰/۲۴۰)	۰/۴۵۷ (۰/۰۲۱)	۰/۸۱۱ (۰/۰۰۲)
	بخش خارجی پاشنه	۴۲۴/۱۸±۱۰۲/۳۴	۴۷۷/۷۶±۹۲/۶۳*	۱۲/۶۳	۴۳۶/۴۲±۱۴۶/۶۳	۴۹۰/۷۹±۱۴۷/۸۳*	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	۲۰/۵۸±۶/۲۴	۱۹/۱۵±۴/۳۷	-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	۸/۰۸±۲/۵۵	۷/۴۰±۲/۷۲	-۸/۴۱	۰/۰۵۰ (۰/۱۳۵)	۰/۴۷۹ (۰/۰۱۹)	۰/۵۱۶ (۰/۰۱۶)
	کف پایی اول	۲۳/۰۷±۴/۲۸	۲۴/۲۹±۴/۳۵	۵/۲۸	۲۳/۱۸±۵/۸۵	۲۲/۵۲±۸/۱۷	-۲/۸۴	۰/۶۷۸ (۰/۰۰۶)	۰/۶۸۲ (۰/۰۰۶)	۰/۱۷۱ (۰/۰۶۸)
	کف پایی دوم	۲۸/۸۲±۵/۰۱	۲۸/۸۵±۴/۹۲	۰/۱۰	۲۹/۲۷±۷/۰۱	۲۶/۹۵±۵/۶۱*	-۷/۹۲	۰/۰۵۱ (۰/۱۳۳)	۰/۷۲۲ (۰/۰۰۵)	۰/۰۴۶* (۰/۱۴۰)
	کف پایی سوم	۲۸/۰۹±۴/۴۱	۲۷/۵۲±۴/۱۱	-۲/۰۲	۲۶/۹۵±۵/۷۸	۲۴/۶۰±۴/۵۹*	-۸/۷۱	۰/۰۰۶* (۰/۲۴۵)	۰/۲۴۲ (۰/۰۵۰)	۰/۰۸۳ (۰/۱۰۷)
	کف پایی چهارم	۲۱/۷۴±۵/۴۳	۲۰/۵۴±۴/۶۵*	-۵/۵۱	۲۰/۰۶±۴/۷۸	۱۸/۷۵±۵/۱۱	-۶/۵۳	۰/۰۰۴* (۰/۲۷۳)	۰/۳۵۸ (۰/۰۳۱)	۰/۸۸۸ (۰/۰۰۱)
	کف پایی پنجم	۱۳/۵۱±۴/۶۰	۱۲/۴۷±۳/۹۶*	-۷/۶۹	۱۲/۰۶±۴/۱۱	۱۲/۰۶±۴/۷۹	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	۱۱/۳۲±۴/۶۳	۱۰/۴۵±۴/۳۸	-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	۲۳/۷۴±۵/۴۲	۲۵/۷۸±۵/۱۱	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	۲۲/۴۲±۶/۱۷	۲۴/۵۸±۵/۵۴	۹/۶۳	۰/۰۲۰* (۰/۱۸۴)	۰/۶۶۹ (۰/۰۰۷)	۰/۹۳۴ (۰/۰۰۰)

*سطح معنی‌داری P<۰/۰۵

بـر روی فشـیای ناحیـه کمری‌لگنـی متمرکـز شـده‌اند کـه دارای تعـداد زیـادی از تارهـای کلاژنـی اسـت و بـه عنـوان تانـدون عضلـه همچـون سـوئز بـزرگ عمـل می‌نمایـد[۲۸، ۳۸]، بنابرایـن دارای خاصیـت الاسـتیکی و عملکـردی بالایـی اسـت کـه اتصـالات قـوی را بیـن پای اتـکا و تنـه ایجـاد می‌نمایـد[۳۸]. بهبـود عملکـرد ایـن فشـیا در نتیجـه تمرینـات الاسـتیک راه‌رفتـن می‌توانـد علـت احتمالـی کاهـش اوج فشـار واره بـر بخش‌هـای کف‌پایـی چهـارم و کف‌پایـی پنجـم باشـد.

مطالعـه حاضـر نشـان داد کـه اثـر عامـل گـروه بـر متغیرهـای اوج نیـروی عکس‌العمـل زمین(مؤلفـه FzPO)، زمـان رسـیدن بـه اوج مؤلفـه FzHC، جابجایـی مرکـز فشـار مؤلفـه داخلـی-خارجـی و نـرخ بارگـذاری عمـودی معنـادار بـود. مطالعـات پیشـین نشـان داد کـه افـراد مبتـلا بـه کمـردرد در هنـگام راه‌رفتـن جابجایـی قدامی-خلفـی مرکـز فشـار کمتـری نسـبت بـه افـراد سـالم دارا بودنـد کـه علـت آن می‌توانـد وجـود مکانیزم‌هـای جبرانـی بـرای کاهـش درد باشـد[۲۵]. همچنیـن، گـزارش شـده اسـت کـه مرکـز فشـار در افـراد دارای کمـردرد در هنگامـی کـه ایسـتاده هسـتند بـه سـمت پاشـنه متمایـل می‌شـود کـه علـت ایـن عمـل را کاهـش فشـار و رفـع خسـتگی عضـلات اکستنسـوری تنـه بیـان نمودنـد[۳۹]. به‌عـلاوه، بیمـاران دارای کمـردرد در هنـگام راه‌رفتـن و دویـدن چرخـش داخلـی اسـتخوان تیبیـا و ران و تیلـت قدامـی لگـن را دارا می‌باشـند[۳۷] کـه بـرای جبـران ایـن وضعیـت ممکـن اسـت تنـه را به سـمت خلـف جابجـا و بـردار وزن بـدن را بـه عقب منتقـل کننـد[۴۰، ۴۱]. ضعـف گیرنده‌هـای پروپریوسـپتیو در بیمـاران دارای کمـردرد باعـث کاهـش تعـادل می‌شـود کـه بیمـار بـرای جلوگیـری از بـه هـم خـوردن تعـادل سـعی می‌کنـد بـه طـور آهسـته و بـا قدم‌هـای کوتـاه راه بـرود[۴۲]. نتایـج تسـت تعقیبـی در پژوهـش حاضرنشـان داد کـه طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون در گـروه تجربـی میـزان اوج نیـرو واره بـر بخـش خارجـی پاشـنه بزرگتـر می‌باشـد. ترکیـب فاشـیای ناحیـه کمـری و عضلـه سـوئز بـزرگ همچـون فنـری جهـت راسـت کـردن ران عمـل می‌کنـد و ثبـت فعالیـت الکترومایوگرافـی از ایـن فرضیـه حمایـت می‌نمایـد[۳۸]. احتمـالا بهبـود عملکـرد فشـیای ناحیـه کمری‌لگنـی در نتیجـه تمرینـات الاسـتیکی حـرکات ران و تیبیـا (کاهـش چرخـش داخلـی) را تحـت تاثیـر قـرار داده و بـه ایـن ترتیـب سـبب انتقـال اوج نیـروی بیشـتری بـه بخـش خارجـی پاشـنه بعـد از دوره تمرینـی شـده اسـت. بـا وجـود ایـن اثبـات هرچـه بهتـر ایـن موضـوع نیـاز بـه ثبـت کینماتیکـی حرکـت بعـد از دوره تمرینـات راه‌رفتـن الاسـتیکی دارد. همچنیـن طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون در گـروه کنتـرل میـزان اوج نیـرو وارده بـر بخش‌هـای داخلـی پاشـنه و خارجـی پاشـنه بزرگتـر بـود. بعـلاوه، طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون در گـروه کنتـرل میـزان اوج فشـار واره بـر بخش‌هـای کف‌پایـی دوم و کف‌پایـی سـوم کوچکتـر می‌باشـد. ایـن تغییـرات احتمـالا بـه دلیـل تشـدید بیمـاری بعـد از ۶ هفتـه می‌باشـد.

از محدودیت‌هـای پژوهـش حاضـر، عـدم وجـود جنـس مؤنـث در نمونـه آمـاری، عـدم ثبـت هم‌زمـان متغیرهـای کینماتیکـی و فعالیـت الکترومایوگرافـی عضـلات و کوتـاه بـودن طـول دوره تمریـن را می‌تـوان اشـاره نمـود.

نتیجه‌گیری

یافته‌هـای پژوهـش حاضـر نشـان داد کـه تمرینـات راه‌رفتـن الاسـتیکی بـر روی مـدت زمـان اتـکا اثـر معنـی‌داری را دارا نمی‌باشـد. همچنیـن تمرینـات الاسـتیکی راه‌رفتـن در گـروه تجربـی میـزان اوج نیـرو وارده بـر بخـش خارجـی پاشـنه را افزایـش و میـزان اوج فشـار وارده بـر بخش‌هـای کف‌پایـی چهـارم و کف‌پایـی پنجـم را کاهـش داد.

تقدیر و تشکر

از تمامـی افـراد شـرکت‌کننده کـه مـا را در انجـام ایـن پژوهـش یـاری نمودنـد کمـال تشـکر و قدردانـی را داریم.

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 Ouantify 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.

Journal of Anesthesiology and Pain Summer 2018, Vol 8, NO 4

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

Farnaz seifiskishahr[1], Seyed majid alavi mehr[2], Amirali Jafarnezhadgero[3*], Mohsen Katanchi[4]

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: Amirali 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