

فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۹، شماره ۴، زمستان ۱۳۹۷

کینماتیک اندام تحتانی در بیماران کمردرد با پای پرونیت قبل و بعد از یک دوره پروتکل تمرینی منتخب طی راه رفتن



امیر علی جعفر نژاد گرو^{۱*}، سعیده حشمتی زاده^۲

۱- استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

۲- کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۹/۲۴

تاریخ بازبینی:

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۸/۲۷

چکیده

زمینه و هدف: هدف از این پژوهش بررسی کینماتیک ران، زانو، مچ پا و لگن قبل و بعد از یک دوره پروتکل تمرینی منتخب در افراد دارای کمردرد با پای پرونیت طی راه رفتن بود.

روش بررسی: ۲۳ مرد (۱۵ مرد مبتلا به کمردرد با پای پرونیت به عنوان گروه کنترل و ۱۷ مرد دارای کمردرد با پای پرونیت به عنوان گروه تجربی) داوطلب شرکت در پژوهش شدند. گروه تجربی تمرینات مقاومتی را با تراباند برای مدت ۱۲ هفته و سه جلسه در هفته انجام دادند. داده‌های کینماتیکی با استفاده از ۴ دوربین وایکن طی راه رفتن ثبت شد. یافته‌ها: نتایج پژوهش حاضر نشان داد که طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه تجربی سرعت راه رفتن بالاتر بود ($p < 0.05$). یافته‌ها نشان داد اثر عامل زمان بر تیلت خلفی لگن معنی‌دار است ($P = 0.001$). همچنین پلانتر فلکشن مچ پا، حدود ۶ درجه و دامنه حرکتی مفصل مچ پا، حدود ۴ درجه طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه تجربی افزایش داشت ($p = 0.000$).

بحث: محققان گزارش کردند، افراد دارای کمردرد با پرونیشن عملکردی پا راه می‌روند که نتیجه نهایی پرونیشن بیش از حد پا، تماس سریع‌تر بخش داخلی پا نسبت به حالت نرمال است که عملکردهای ضروری پا صورت نمی‌گیرد. نتیجه‌گیری: با توجه به افزایش سرعت راه رفتن در بیماران کمردرد با پای پرونیت در پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون، عدم تغییر زوایای مفاصل اندام تحتانی و عدم تغییر زاویه مطلق لگن، نشان از کارایی مکانیکی بهتر راه رفتن بعد از برنامه تمرینی دارد. **واژگان کلیدی:** کینماتیک، کمردرد، پای پرونیت، تمرین، راه رفتن

مقدمه

پرونییشن پاست که می‌تواند عوارضی همچون کاهش قوس طولی داخلی پا ایجاد کند که همراه با آن

اصلی‌ترین حرکت انسان برای جابجایی و فعالیت بدنی، راه رفتن است^(۱). یکی از ناهنجاری‌های اندام تحتانی،

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

اردبیلی، اردبیل، ایران

پست الکترونیک: amiralijafarnejad@gmail.com

دارد^(۱۲). بین پرونیشن پا و بیماری کمردرد ارتباط معنی داری وجود دارد که یکی از راه‌های درمان بیماری کمردرد، درمان اختلالات وضعیتی پا است^(۱۳،۱۴). ویلیامز و همکاران (۲۰۱۳) طی تحقیقی بیان کردند که، ارتزهای پا باعث بهبود کمردرد می‌شود^(۱۵). محققین طی مطالعه‌ای بر روی افراد جوان با پای پرونیته (بدون کمردرد) پرداختند.

آن‌ها گزارش کردند که ۴ هفته استفاده از ارتزهای پا باعث کاهش چشم‌گیری در چرخش داخلی-خارجی در پای این افراد شد^(۱۶). با این وجود تاکنون مطالعه‌ای که به بررسی اثرات تمرینات توانبخشی بر روی کینماتیک اندام تحتانی در بیماران کمردرد با پای پرونیته پرداخته باشد، توسط محقق مشاهده نشد.

بنابراین هدف از پژوهش حاضر کینماتیک اندام تحتانی در بیماران کمردرد با پای پرونیته قبل و بعد از یک دوره پروتکل تمرینی منتخب طی راه رفتن می‌باشد. سنجش متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی می‌تواند اطلاعات مفیدی را جهت توانبخشی در این افراد فراهم آورد، همچنین این پروتکل تمرینی ممکن است از طریق کاهش درد، راه رفتن افراد دارای کمردرد را بهبود بخشد.

روش بررسی

آزمودنی‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود. در این مطالعه ۱۷ مرد (سن: $27/2 \pm 2/7$ سال، قد: $175/8 \pm 8/9$ سانتی‌متر، جرم: $75/0 \pm 8/1$ کیلوگرم) دارای کمردرد به‌عنوان گروه تجربی و ۱۵ مرد (سن: $27/5 \pm 2/9$ سال، قد: $176/3 \pm 9/5$ سانتی‌متر، جرم: $75/2 \pm 8/5$ کیلوگرم) مبتلا به کمردرد با پای پرونیته به‌عنوان گروه کنترل انتخاب شدند. یک جراح ارتوپد همه آزمودنی‌ها را قبل از انتخاب و ورود به پژوهش مورد معاینه و بررسی قرار دادند. معیارهای ورود به پژوهش حاضر شامل داشتن شاخص درد کمری بیشتر از ۳۰ بر طبق شاخص مقیاس بصری درد (visual analog pain scale)^(۱۷)، افتادگی ناوی‌کولار (Navicular

استخوان ناوی در سطح داخلی پا، افت پیدا می‌کند^(۳). افراد داری پرونیشن پا دچار بسیاری از ناکارآمدی‌های بیومکانیکی در پا و مچ پا می‌شوند^(۳). پرونیشن پا می‌تواند باعث بی‌نظمی‌های بیومکانیکی در عملکرد فرد شود که این مسئله منجر به درد ساق، درد تاندون آشیل، بروز آسیب در اندام تحتانی^(۴)، کشیدگی عضلات همسترینگ و کوادریسپس می‌شود^(۵). یافته‌های پژوهشی نشان داده که در ناهنجاری پرونیشن پا، ساق پا و ران چرخش داخلی پیدا می‌کنند^(۴).

یکی از شایع‌ترین اختلالات عضلانی-اسکلتی، کمردرد است^(۶،۷). انجمن بین‌المللی درد و تشخیص آناتومیکی، کمردرد را به دردی که در ناحیه کمر یا خاجی ستون فقرات احساس شود تعریف کرده‌اند^(۸).

از عوامل مهم بی‌ثباتی در ستون فقرات، تغییر در ساختار و کارکرد نادرست و نامناسب عضلات این ناحیه است که به ضعف عضلات، اختلال در عملکرد آن‌ها، خستگی و در نهایت، کمردرد منتهی می‌شود^(۹).

ساندرز و همکاران (۲۰۰۵)، طی تحقیقی با عنوان «تغییر در کینماتیک سه بعدی کمری-لگنی، فعالیت عضلات با سرعت و جهت حرکت» بیان کردند که حرکت کمری - لگنی بر طول گام‌برداری در هنگام دویدن و راه رفتن تاثیر دارد و ارتباط خوبی ($r=0/93$)، بین طول یک گام و دامنه چرخش صفحه عرضی کمری-لگنی وجود دارد^(۱۰). فونسکا و همکاران (۲۰۰۹)، به تاثیر یک دوره تمرینات پیلاتس بر روی افراد دارای کمردرد پرداختند و گزارش کردند که، سرعت راه رفتن در افراد دارای کمردرد کندتر است^(۱۱). فرهپور و همکارانش (۲۰۱۸)، طی تحقیقی به بررسی فعالیت عضلانی و کینماتیک اندام تحتانی در افراد با و بدون کمردرد با پای پرونیته پرداختند. آن‌ها نشان دادند که عضله سرینی‌میانی، عضله دوقلو، مایل داخلی شکم، راست-کننده ستون فقرات فعالیت بالایی را در افراد دارای کمردرد با پای پرونیته طی راه‌رفتن دارند.

همچنین بیان کردند، عضله دوقلو در افراد دارای کمردرد با پای پرونیته نسبت به افراد سالم فعالیت بیشتری

بخش میانی - خارجی ران، اپی‌کندیل خارجی ران، بخش میانی - خارجی ساق، قوزک خارجی، پاشنه و بر روی متاتارسال دوم و سوم (با توجه به استفاده از کفش توسط آزمودنی‌ها، مارکرهای پنجه و پاشنه‌های دو پا به‌طور مستقیم به پوست متصل نشد، بر روی کفش قرار گرفت).

در نتیجه به‌جای قسمت‌های آناتومیک، مارکرها در موقعیت‌های مناسب منطبق با مکان لندمارک‌ها بر روی کفش نصب گردید.

از آن‌جا که نوع کفش بر روی نوع راه رفتن کودکان تاثیرگذار می‌باشد^(۲۰، ۲۱). در مطالعه حاضر، همه شرکت‌کنندگان در طی هر دو شرایط از کفش‌های یکسانی (New Balance 759, USA) استفاده کردند. داده‌های کینماتیکی توسط فیلتر باتروورث مرتبه ۴ و با برش فرکانسی ۶ هرتز فیلتر شد^(۲۲). جهت پردازش داده‌ها از نرم‌افزار Polygon Authoring Tool استفاده شد. این نرم‌افزار داده‌های یک سیکل راه رفتن را به شیوه اینترپولیت به صورت ۱۰۱ نقطه طی یک سیکل راه رفتن محاسبه می‌نمود.

پردازش داده‌ها

پروتکل انجام تمرینات

نوارهای تراپاند (Thera-Band, Akron, Ohio, US) از مقاومت پایین تا مقاومت بالا (به ترتیب زرد، قرمز، سبز، آبی، سیاه، و نقره‌ای) جهت اجرای تمرینات مقاومتی^(۲۳) مورد استفاده قرار گرفت. آزمودنی‌های گروه تجربی تمرینات مقاومتی با تراپاند را برای مدت ۱۲ هفته و سه جلسه در هفته انجام دادند. آزمودنی‌ها قبل از اجرای تمرینات با نحوه تمرینات آشنا شده بودند.

هر جلسه تمرینی شامل ۱۰ دقیقه گرم‌کردن عمومی، به‌دنبال آن تمرینات مقاومتی (۳۵ تا ۴۰ دقیقه) و در پایان تمرینات سردکردن انجام می‌گردید. به دنبال مرحله سازگاری چهار هفته‌ای با مقاومتی خارجی با شدت پایین (استفاده از نوار تراپاند زرد رنگ، یک ست

drop) بیش از ۱۰ میلی‌متر بود^(۱۸).

اختلاف افتادگی ناوی‌کولار بین گروه کنترل ($12/2 \pm 1/5$ میلی‌متر) و تجربی ($12/1 \pm 1/5$ میلی‌متر) به لحاظ آماری معنی‌دار نبود.

معیار خروج از پژوهش حاضر برای هر دو گروه شامل، سابقه جراحی اسکلتی - عضلانی در اندام تنه و تحتانی، بیماری‌های ارتوپدی (به جز دارا بودن پای پرونیت)، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر و داشتن فعالیت یا تمرینات سنگین طی دو روز گذشته که منجر به خستگی شده باشد.

اختلاف معنی‌داری بین دو گروه در سن، قد، جرم و شاخص توده بدن وجود نداشت ($P > 0/05$). پروتکل پژوهش حاضر توسط کمیته اخلاقی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با کد (IR- ARUMS-REC-1397-031) تصویب شد. تمام آزمودنی‌ها با رضایت کامل در این پژوهش شرکت نمودند.

ابزارها

داده‌های کینماتیک با استفاده از سیستم ثبت حرکتی با استفاده از چهار دوربین وایکن (Vicon System, Oxford Metrics, Oxford, UK) با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. مارکرهای راه رفتن جهت شناسایی دو طرف لگن، ران‌ها، ساق‌ها و پاها نصب گردید.

برای ثبت داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین و مشخص نمودن ابتدا و انتهای فاز استقرار از دو صفحه نیرو (Kistler, Type 9281, Kistler Instruent AG, Winterthur, Switzerland) با سرعت فرم‌برداری ۱۰۰۰ هرتز که با سیستم وایکون سینک بود، مورد استفاده قرار گرفت.

دو صفحه نیرو در مرکز فضای کالیبره واقع شده بود. مارکرهای منعکس‌کننده نور بر روی دو طرف بدن و بر روی قسمت‌های زیر (بر طبق چیدمان مارکر به شیوه Plug in Gait) نصب گردید^(۱۹).

خارخارهای قدامی - فوقانی، خارخار خلفی - فوقانی،

هر دو تداخل به صورت دوطرفه اجرا می‌شدند. از آزمودنی‌ها خواسته شده بود که طی جلسات تمرینی در هیچ‌گونه برنامه‌های ورزشی یا ابزارهای ارتودیک (Orthotic) استفاده نمایند. بعد از اتمام دوره تمرینی آزمون‌های پس‌آزمون مشابه با پیش‌آزمون مورد ارزیابی قرار گرفت. جهت حذف اثرات فیزیولوژیکی آنی آخرین جلسه تمرینی، پس‌آزمون ۶ روز بعد از آخرین جلسه تمرین صورت گرفت^(۲۶). حرکات تمرین شده در جدول (۱) آورده شده است. گروه کنترل در هیچ برنامه تمرینی و پروتکل درمانی در طی دوره پژوهش شرکت نکردند و تنها در آزمون‌های پیش و پس‌آزمون مورد ارزیابی قرار گرفتند.

شامل ۱۴ تکرار در هر حرکت بود و مقاومت بیشتر تنها زمانی داده می‌شد که آزمودنی حرکت را به طور کامل و بدون هیچ چالشی قادر به اجرا باشد)، شدت تمرین به طور پیش‌رونده‌ای با توجه به میزان مقاومت هر نوار (بر اساس جدول طول - نیرو ترابند) از رنگ زرد به قرمز و بالاتر افزایش پیدا می‌نمود^(۲۴). به‌علاوه، حجم تمرین نیز با افزایش تعداد ست‌ها از یک به دو توسعه پیدا می‌نمود. نرخ افزایش براساس بهبود در هر فرد بود (رنگ باند زمانی تغییر می‌کرد که شرکت‌کننده قادر به اجرای دو یا تعداد تکرار بیشتری در ست دوم باشد)^(۲۵).

جدول ۱: برنامه تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش

شرح	حرکات
عضلات شکم با سه تمرین تقویت می‌شدند: ۱- در وضعیت درازکشیده به پشت در حالی که تنه را به طور مستقیم بالا می‌بردند ۲- در وضعیت حرکت بالا بردن و چرخش به سمت چپ تنه ۳- در وضعیت حرکت بالا بردن و چرخش به سمت راست تنه ^(۲۷) .	تمرین مقاومتی عضلات شکم
در حالت ایستاده پای خود را از عقب به سمت بالا می‌بردند و حرکت اکستنشن ران را در مقابل مقاومت انجام می‌دادند ^(۲۸) .	تمرین مقاومتی برای عضلات همسترینگ
این تمرین بر روی عضلات چرخش‌دهنده خارجی ران در حالی که آزمودنی بر روی میز با زاویه فلکشن ران ۹۰ درجه نشسته بود، انجام گرفت ^(۲۸) .	تمرین مقاومتی عضلات چرخش‌دهنده خارجی ران
عضلات اینورتور (در وضعیت درازکشیده به پهلو) با استفاده از نوار مقاومتی ترابند طی حرکت اینورژن تقویت گشت ^(۲۹) .	تمرینات تقویت عضلات اینورتور پا

یافته‌ها

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که در گروه کنترل هیچ‌گونه اختلاف معناداری در سرعت راه رفتن در پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نداشت ($p > 0.05$). در حالی که در گروه تجربی سرعت راه رفتن طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون بالاتر بود ($p < 0.05$). مقایسه زوایا و دامنه حرکتی مفاصل مچ پا، زانو، و ران و همچنین زوایه مطلق لگن طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون بین دو گروه اختلاف معناداری را نشان نداد ($p > 0.05$ ، جدول ۲).

تحلیل آماری

طبیعی بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو-ویلک مورد تأیید قرار گرفت. برای مقایسه زوایا و دامنه حرکتی بین دو گروه از آزمون t مستقل و آزمون آماری آنالیز واریانس آنووا دوسویه جهت تحلیل آماری داده‌ها در سطح معنی‌داری $P < 0.05$ استفاده شد. داده‌ها به‌وسیله نرم افزار SPSS ورژن ۲۰ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

جدول ۲. اوج زوایای (برحسب درجه) فواصل اندام تحتانی و زاویه مطلق لگن طی پیش آزمون و پس آزمون در دو گروه

مفصل	متغیر	گروه کنترل	گروه تجربی	سطح معناداری
	فلکشن ران	۴۴/۹۳۳±۱۴/۸۱۷	۳۹/۱۸۶±۶/۵۸۷	۰/۱۹۶
	اوج فکشن زانو	۷۴/۹۶۲±۲/۹۹۶	۷۵/۲۶۵±۳/۸۰۸	۰/۸۱۷
	پلانتارفلکشن مچ پا	۲۷/۱۵۷±۳/۵۴۳	۲۶/۱۳۴±۶/۹۰۳	۰/۶۲۷
	تیلت قدامی لگن	۱۱/۳۳۶/۷۷۵	۱۰/۴۴۸±۳/۹۲۲	۰/۵۴۷
	اکستنشن ران	۷/۶۹۶±۶/۳۳۸	۸/۲۶۹±۶/۰۹۱	۰/۸۰۹
	کمینه فلکشن زانو	۲/۶۱۲±۴/۹۶۷	۵/۵۶۵±۴/۲۹۲	۰/۱۰۴
	دورسی فلکشن مچ پا	۳/۶۲۲±۴/۶۹۸	۱/۰۹۱±۴/۲۷۷	۰/۱۴۸
	تیلت خلفی لگن	۵/۶۰۵±۵/۲۵۴	۶/۴۸۴±۳/۷۵۶	۰/۶۱۵
	دامنه حرکتی ران	۳۹/۱۸۶±۶/۵۸۷	۴۴/۹۳۳±۱۴/۸۱۷	۰/۱۹۶
	دامنه حرکتی زانو	۷۵/۲۶۵±۳/۸۰۸	۷۴/۹۶۲±۲/۹۹۶	۰/۸۱۷
	دامنه حرکتی مچ پا	۲۶/۱۳۴±۶/۹۰۳	۲۷/۱۵۷±۳/۵۴۳	۰/۶۲۷
	دامنه حرکتی لگن	۱۰/۴۴۸±۳/۹۲۲	۱۲/۷۶۵±۴/۹۷۴	۰/۱۸۳

*سطح معناداری $P < 0.05$

یافته‌ها نشان داد که اثر عامل زمان بر تیلت خلفی لگن معنادار می‌باشد ($P=0.001$ ، جدول ۳). یافته‌ها هیچ‌گونه اثر معناداری را در ارتباط با اثر عامل گروه و اثر تعاملی گروه و زمان بر زوایا و دامنه حرکتی فواصل اندام تحتانی نشان نداد ($p > 0.05$ ، جدول ۳).

نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که دامنه حرکتی مفصل مچ پا، طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون حدود ۴ درجه در گروه تجربی افزایش داشته است ($p=0.000$ ، جدول ۳).

نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که پلانتارفلکشن مچ پا، طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون حدود ۶ درجه در گروه تجربی افزایش داشته است ($p=0.000$ ، جدول ۳).

جدول ۳. اثر عامل زمان، عامل گروه و اثر تعاملی زمان و گروه بر اوج زوایای مفاصل اندام تحتانی و زاویه مطلق لگن

متغیر	گروه کنترل			گروه تجربی			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
فلکشن ران	۳۹/۶۵±۱۸۶/۸۵۷	۳۸/۴±۸۹۰/۳۵۲	-۰/۷۶۱	۴۴/۱۴±۹۳۳/۸۱۷	۴۱/۱۱±۳۶۹/۱۲۴	-۸/۶۱۵	۰/۴۰۱ (۰/۰۲۷)	۰/۱۹۱ (۰/۰۶۵)	۰/۴۷۶ (۰/۰۲۰)
اوج فلکشن زانو	۷۵/۲۶±۳۱/۸۰۸	۷۰/۰۵±۱۱/۴۹۱	-۷/۴۴۰	۷۴/۹۶±۲/۹۹۶	۷۳/۹۰±۴/۷۸۴	-۱/۴۲۸	۰/۰۷۵ (۰/۱۱۷)	۰/۳۵۲ (۰/۰۳۳)	۰/۲۳۰ (۰/۰۵۵)
پلاتنارفلکشن مچ پا	۲۶/۱۳±۶/۹۰۳	۲۷/۱۵±۳/۵۴۳	۳/۷۶۶	۲۵/۸۲±۱۰/۲۳۱	۳۱/۱۰±۳/۳۲۳	۱۸/۷۲۱	۰/۲۷۳ (۰/۰۴۶)	۰/۱۱۰ (۰/۰۹۵)	۰/۲۰۲ (۰/۰۶۲)
تیلت قدامی لگن	۱۰/۴۴±۳/۹۲۲	۱۱/۵۴±۴/۰۶۲	۹/۵۲۵	۱۱/۳۳±۳/۷۷۵	۱۱/۷۳±۶/۶۴۹	۳/۳۶۷	۰/۵۶۳ (۰/۰۱۳)	۰/۸۱۶ (۰/۰۰۲)	۰/۵۸۸ (۰/۰۱۱)
اکستنشن ران	-۷/۶۹±۶/۳۳۸	-۹/۶۶±۵/۷۷۳	-۲۰/۳۳۱	-۸/۲۶±۶/۰۹۱	-۷/۸۲±۸/۷۵۴	-۵/۷۲۸	۰/۵۶۱ (۰/۰۱۳)	۰/۷۸۰ (۰/۰۰۳)	۰/۳۵۸ (۰/۰۳۳)
کمینه فلکشن زانو	۲/۶۱±۴۳/۹۶۷	۳/۳۸±۵/۹۹۷	۲۲/۸۸۱	۵/۵۶±۴/۲۹۲	۵/۵۸±۵/۹۴۲	۰/۲۸۶	۰/۶۷۰ (۰/۰۰۷)	۰/۱۶۵ (۰/۰۷۳)	۰/۶۸۳ (۰/۰۰۷)
دورسی فلکشن مچ پا	-۳/۶۲±۴/۶۹۸	-۳/۷۷±۷/۶۵۳	۳/۹۷۶	-۱/۰۹±۴/۲۷۷	-۳/۰۸±۳/۲۸۴	۶۴/۵۸۹	۰/۳۲۲ (۰/۰۵۷)	۰/۳۷۵ (۰/۰۳۰)	۰/۲۹۲ (۰/۰۴۳)
تیلت خلفی لگن	۵/۶۰±۲/۲۵۴	۳/۵۸±۴/۵۲۷	۵۶/۵۲۰	۶/۴۸±۳/۷۵۶	۳/۱۰±۶/۴۹۵	-۱۰/۸۷۵۷	۰/۰۱۰ (۲۲۷)	۰/۹۰۵ (۰/۰۰۱)	۰/۴۹۵ (۰/۰۱۸)
دامنه حرکتی ران	۳۹/۱۸±۶/۵۸۷	۳۸/۸۹۰±۴/۳۵۲	-۰/۷۶۱	۴۴/۹۳±۱۴/۸۱۷	۴۱/۳۶±۱۱/۱۲۴	-۸/۶۱۵	۰/۴۰۱ (۰/۰۲۷)	۰/۱۹۱ (۰/۰۶۵)	۰/۴۷۶ (۰/۰۲۰)
دامنه حرکتی زانو	۷۵/۲۶±۳۱/۸۰۸	۷۰/۰۵±۱۱/۴۹۱	-۷/۴۴۰	۷۴/۹۶±۲/۹۹۶	۷۳/۹۰±۴/۷۸۴	-۱/۴۲۸	۰/۰۷۵ (۰/۱۱۷)	۰/۳۵۲ (۰/۰۳۳)	۰/۲۳۰ (۰/۰۵۵)
دامنه حرکتی مچ پا	۲۶/۱۳±۶/۹۰۳	۲۵/۸۲±۱۰/۲۳۱	۹۹/۸۹۸	۲۷/۱۵±۳/۵۴۳	۳۱/۱۰±۳/۳۲۳	۱۲/۷۰۳	۰/۲۷۳ (۰/۰۴۶)	۰/۱۱۰ (۰/۰۹۵)	۰/۲۰۲ (۰/۰۶۲)
دامنه حرکتی لگن	۱۰/۴۴±۳۲/۹۲۲	۱۱/۵۴±۴/۰۶۲	۹/۵۲۵	۱۲/۷۶±۴/۹۷۴	۱۱/۳۷±۶/۶۴۹	-۱۲/۲۵۹	۰/۸۹۳ (۰/۰۰۱)	۰/۴۹۹ (۰/۰۱۸)	۰/۲۵۹ (۰/۰۴۹)

*سطح معناداری $P < 0.05$

معناداری در سرعت راه رفتن در پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون در گروه کنترل وجود ندارد. به علاوه در گروه تجربی سرعت راه رفتن طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون بالاتر بود. برخی محققان گزارش کردند که، بیماران مبتلا به کمردرد، سرعت کمتر و

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی کینماتیک ران، زانو، مچ پا و لگن قبل و بعد از یک دوره پروتکل تمرینی منتخب در افراد دارای کمردرد با پای پرونیت طی راه رفتن بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که هیچ گونه اختلاف

تحقیقی (۲۰۱۸) گزارش کردند، اوج آداکشن ران در افراد دارای پای پرونیت ۲/۷ درجه کوچک‌تر از گروه کنترل بود. همچنین گزارش کردند چرخش داخلی زانو در گروه دارای پای پرونیت ۱/۶ درجه و در گروه دارای کمردرد با پای پرونیت ۵/۶ درجه نسبت به گروه کنترل کوچک‌تر بود^(۱۲).

نتایج پژوهش هیچ‌گونه اثر معناداری را در ارتباط با اثر عامل گروه و اثر تعاملی گروه و زمان بر زوایا و دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی نشان نداد. بیماران دارای عارضه کمردرد هنگام راه رفتن و دویدن چرخش داخلی استخوان ساق پا و ران و تیلت قدامی لگن دارند^(۳۵). منز و همکاران (۲۰۱۳) گزارش کردند که، افراد مبتلا به کمردرد با پرونیشن عملکردی پا راه می‌روند^(۳۵) که نتیجه نهایی پرونیشن بیش از حد پا، تماس سریع‌تر بخش داخلی پا نسبت به حالت نرمال است که دو عملکرد ضروری پا انجام نمی‌گیرد^(۳۶).

یافته‌های آزمون تعقیبی پژوهش حاضر نشان داد که زاویه پلانترفلکشن مچ پا، طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون حدود ۶ درجه در گروه تجربی افزایش داشت. یکی از دلایل احتمالی افزایش سرعت راه رفتن را می‌توان افزایش زاویه پلانترفلکشن مچ پا در گروه تجربی ئر پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون دانست. افراد مبتلا به عارضه کمردرد طی راه رفتن دارای پرونیشن اضافی در پا هستند^(۳۷) که افراد دارای پرونیشن پا دچار بسیاری از ناکارآمدی‌های بیومکانیکی در مچ پا و پا می‌شوند^(۳). فرهپور و همکاران (۲۰۱۸) طی مطالعه‌ای بیان کردند، اینورژن مچ پا در افراد دارای پرونیشن پا و افراد دارای کمردرد با پای پرونیت حدود ۳ برابر نسبت به گروه کنترل کمتر بود. همچنین اظهار کردند اورژن مچ پا در افراد دارای پرونیشن و افراد دارای کمردرد با پای پرونیت نسبت به گروه کنترل به ترتیب ۳/۲ و ۳/۳ بیشتر بود.

نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که زاویه دورسی فلکشن ران، کمینه فلکشن زانو، دورسی فلکشن مچ پا و تیلت

طول گام‌های کوتاه‌تری دارند، همچنین اظهار کردند افراد دارای کمردرد در تمام سرعت‌های راه‌رفتن، طول گام‌برداری کوتاه‌تر است^(۳۰، ۳۱).

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد زوایا و دامنه حرکتی مفاصل مچ پا، زانو و ران و همچنین لگن طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون بین دو گروه تجربی و کنترل به لحاظ آماری تفاوت معناداری وجود ندارد. با توجه به افزایش سرعت راه رفتن بعد از دوره تمرینی در مقایسه با قبل از آن در گروه تجربی با وجود عدم تغییر در زوایای مفاصل اندام تحتانی، این موضوع نشان از کارایی مکانیکی بهتر در گروه تجربی می‌باشد. فرهپور و همکاران (۲۰۱۸) گزارش کردند که، در اوج زوایای دورسی فلکشن و پلانترفلکشن و چرخش داخلی-خارجی مچ پا، آداکشن و آبداکشن و چرخش خارجی زانو، اکستنشن و آبداکشن و چرخش داخلی-خارجی ران بین گروه دارای پرونیشن پا و گروه دارای کمردرد با پای پرونیت و گروه کنترل تفاوت معناداری وجود ندارد^(۱۲).

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که اثر عامل زمان بر تیلت خلفی لگن تاثیر معناداری دارد. محققین گزارش کردند، عضلات راست‌کننده ستون فقرات^(۳۳) و همسترینگ^(۳۳)، در افراد دارای کمردرد فعالیت بیشتری دارند. در پژوهش حاضر علی‌رغم این‌که عضلات شکم تحت تمرینات تقویتی قرار گرفته بود، با وجود این زاویه مطلق لگن اختلاف معناداری را بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه تجربی نشان نداد. توجه به افزایش سرعت راه رفتن در پس‌آزمون می‌توان عدم تغییر زاویه مطلق لگن را این‌گونه تفسیر نمود که تقویت عضلات ثبات دهنده مرکزی در گروه تجربی علی‌رغم افزایش سرعت راه رفتن پایداری لگن را حفظ نموده. با بهبود کارایی مکانیکی عضلات اندام تحتانی سبب افزایش کارایی راه رفتن شده است. بامورلی و همکاران (۲۰۰۹) گزارش کردند تفاوت معناداری در فعالیت الکترومیوگرافی عضله دوقلو میانی بین افراد سالم و افراد دارای کمردرد با پای صاف وجود ندارد^(۳۴). فرهپور و همکارانش طی

تمرین می‌توان اشاره کرد.

نتیجه‌گیری

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که سرعت راه رفتن در گروه تجربی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون بالاتر بود. همچنین تمرینات منتخب بر زوایا و دامنه حرکتی مفاصل بین دو گروه تجربی و کنترل اثر معناداری دارای نمی‌باشد. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که تمرینات منتخب، پلانتارفلکشن و دامنه حرکتی زاویه مفصل مچ پا طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون را افزایش می‌دهد.

تقدیر و تشکر

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

خلفی لگن، طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه تجربی اختلاف معناداری وجود ندارد. 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^(۳۵). همچنین، نتایج آزمون تعقیبی پژوهش حاضر نشان داد که، دامنه حرکتی مفصل مچ پا، طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون حدود ۴ درجه در گروه تجربی افزایش داشت. تغییرات بیومکانیکی ناشی از پرونیشن مچ پا ممکن است بر بارهای مفصلی، بازدهی مکانیکی عضلات، بازخورد و جهت یابی حس عمقی اثرگذار باشد و باعث تغییر در کنترل عصبی-عضلانی اندام تحتانی شود^(۳۸).

از محدودیت‌های پژوهش حاضر، عدم وجود جنس مؤنث، کم بودن تعداد نمونه آماری و کوتاه بودن طول دوره

References

1. Burnfield M. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2010;9(2):353.
2. Schoenecker P, Rich M. The lower extremity, (Ed. 6), Lovell and Winter's pediatric orthopaedics. Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkins; 2006.
3. Van DB, Sangeorzan BJ. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. *Foot and ankle clinics*. 2003;8(3):419-30.
4. Parker N, Greenhalgh A, Chockalingam N, Dangerfield P. Positional relationship between leg rotation and lumbar spine during quiet standing. *Stud Health Technol Inform*. 2008;140:231-9.
5. Lee MS, Vanore JV, Thomas JL, Catanzariti AR, Kogler G, Kravitz SR, et al. Diagnosis and treatment of adult flatfoot. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2005;44(2):78-113.
6. Habibi E, Fereidan M, Pourabdian S. Prevalence of musculoskeletal disorders and associated lost work days in steel making industry. *Iranian Journal of Public Health*. 2008;37(1):83-91.
7. Daniels C, Huang GD, Feuerstein M, Lopez M. Self-report measure of low back-related biomechanical exposures: clinical validation. *Journal of occupational rehabilitation*. 2005;15(2):113-28.
8. Malliou P, Gioftsidou A, Beneka A, Godolias G. Measurements and evaluations in low back pain patients. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2006;16(4):219-30.
9. George SZ, Childs JD, Teyhen DS, Wu SS, Wright AC, Dugan JL, et al. Predictors of occurrence and severity of first time low back pain episodes: findings from a military inception cohort. *PLoS One*. 2012;7(2):e30597.
10. Saunders SW, Schache A, Rath D, Hodges PW. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clinical biomechanics*. 2005;20(8):784-93.
11. da Fonseca JL, Magini M, de Freitas TH. Laboratory gait analysis in patients with low back pain before and after a Pilates intervention. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2009;18(2):269-82.
12. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018;39:35-41.
13. Papuga MO, Cambron J. Foot orthotics for low back pain: the state of our understanding and recommendations for future research. *The Foot*. 2016;26:53-7.
14. Hsu W-H, Lewis CL, Monaghan GM, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Orthoses posted in both the forefoot and rearfoot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. *Journal of biomechanics*. 2014;47(11):2618-25.
15. Williams AE, Hill LA, Nester CJ. Foot orthoses for the management of low back pain: a qualitative approach capturing the patient's perspective. *Journal of foot and ankle research*. 2013;6(1):17.
16. Rome K, Brown C. Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. *Clinical rehabilitation*. 2004;18(6):624-30.
17. Mousavi SJ, Parnianpour M, Mehdian H, Montazeri A, Mobini B. The Oswestry disability index, the Roland-Morris disability questionnaire, and the Quebec back pain disability scale: translation and validation studies of the Iranian versions. *Spine*. 2006;31(14):E454-E9.
18. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clinical biomechanics*. 2006;21(1):89-98.
19. Kadaba MP, Ramakrishnan H, Wootten M.

- Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic research*. 1990;8(3):383-92.
20. Wolf S, Simon J, Patikas D, Schuster W, Armbrust P, Döderlein L. Foot motion in children shoes—a comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes. *Gait & posture*. 2008;27(1):51-9.
 21. Lythgo N, Wilson C, Galea M. Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait & posture*. 2009;30(4):502-6.
 22. Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M. Effect of foot orthoses on the medial longitudinal arch in children with flexible flatfoot deformity: A three-dimensional moment analysis. *Gait & posture*. 2017;55:75-80.
 23. Andersen LL, Andersen CH, Mortensen OS, Poulsen OM, Bjørnlund IBT, Zebis MK. Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: comparison of dumbbells and elastic resistance. *Physical therapy*. 2010;90(4):538-49.
 24. Page P, Ellenbecker TS. *Strength band training: Human Kinetics 1*; 2005.
 25. Lagally KM, Robertson RJ. Construct validity of the OMNI resistance exercise scale. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2006;20(2):252.
 26. Clarkson PM, Hubal MJ. Exercise-induced muscle damage in humans. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2002;81(11):S52-S69.
 27. Kordi R, Dehghani S, Noormohammadpour P, Rostami M, Mansournia MA. Effect of abdominal resistance exercise on abdominal subcutaneous fat of obese women: A randomized controlled trial using ultrasound imaging assessments. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 2015;38(3):203-9.
 28. Haff GG, Triplett NT. *Essentials of strength training and conditioning 4th edition: Human kinetics*; 2015.
 29. Kamonseki DH, Gonçalves GA, Liu CY, Júnior IL. Effect of stretching with and without muscle strengthening exercises for the foot and hip in patients with plantar fasciitis: a randomized controlled single-blind clinical trial. *Manual therapy*. 2016;23:76-82.
 30. Lamoth CJ, Stins JF, Pont M, Kerckhoff F, Beek PJ. Effects of attention on the control of locomotion in individuals with chronic low back pain. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2008;5(1):13.
 31. Lee CE, Simmonds MJ, Etnyre BR, Morris GS. Influence of pain distribution on gait characteristics in patients with low back pain: part 1: vertical ground reaction force. *Spine*. 2007;32(12):1329-36.
 32. Hanada EY, Johnson M, Hubble-Kozey C. A comparison of trunk muscle activation amplitudes during gait in older adults with and without chronic low back pain. *PM&R*. 2011;3(10):920-8.
 33. Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Manual therapy*. 2003;8(1):21-8.
 34. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait & posture*. 2009;29(2):172-87.
 35. 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):2275-82.
 36. Root M, Orien W, Weed J. *Normal and abnormal function of the foot: clinical biomechanics*. 1977. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp.
 37. 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.
 38. Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S, Khoori A. Lower extremity Malalignment and its linear relation with Q angle in female athletes. *Procedia-Social and Behavioral Sciences*. 2011;15:3349-54.

Lower limb kinematic in low back pain patients with pronated foot before and after a selected training protocol during walking

Amir ali Jafarnezhadgero^{1*}, Saeide Heshmatizadeh²

1. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2. Master of Science Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

ABSTRACT

Aims and background: The aim of this study was evaluation the kinematics of the hip, knee, ankle and pelvis in low back pain patients who had pronated foot before and after a selected training protocol during walking.

Material and methods: 23 men (15 men with low back pain and pronated foot as a control group and 17 men with low back pain and pronated foot as experimental group) were volunteered to participate in this study. The experimental group didresistance training with Teraband for 12 weeks, 3 sessions per week. The kinematic data was recorded by 4 Vicon cameras during walking.

Findings: The results of this study in the experimental group showed that during the post-test, the walking speed was higher than the pre-test ($p < 0.05$). The results showed that the effect of time factor on pelvic posterior tilt was significant ($p = 0.001$). Also, increas in ankle planar flexion (about 6 degrees) and the ankle joint range of motion (about 4 degree) during the post-test in comparison with the pre-test in the experimental group were observed ($p = 0.000$).

Conclusion: Regarding the increase in walking speed in low back pain patients with pronated foot during post-test compared to the pre-test, the less of changes in the lower limb joints angles and the absence of absolute pelvic angle indicate better mechanical efficiency of walking after exercise program.

Keywords: Kinematic, Low back pain, Pronated feet, Training, Gait

► Please cite this paper as:

afarnezhadgero AA, Heshmatizadeh S, [Lower limb kinematic in low back pain patients with pronated foot before and after a selected training protocol during walking(Persian)]. J Anesth Pain 2019;9(4):89-99.

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, Iran.

Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۹، شماره ۴، زمستان ۱۳۹۷