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

امیرعلی جعفرنژادگرو[1*]، سعیده حشمتی زاده[2]

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 دریافت: ۱۳۹۷/۸/۲۷ تاریخ بازبینی: تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۹/۲۴

چکیده

زمینـه و هـدف: هـدف از ایـن پژوهش بررسـی کینماتیـک ران، زانو، مچ پا و لگـن قبل و بعد از یـک دوره پروتـکل تمرینی منتخب در افـراد دارای کمـردرد با پـای پرونیت طـی راه‌رفتن بود.

روش بررسـی: ۲۳ مـرد (۱۵ مـرد مبتـلا بـه کمـردرد بـا پـای پرونیـت به‌عنـوان گـروه کنتـرل و ۱۷ مـرد دارای کمـردرد بـا پـای پرونیـت به‌عنـوان گـروه تجربـی) داوطلـب شـرکت در پژوهـش شـدند. گـروه تجربـی تمرینـات مقاومتـی را بـا ترابانـد بـرای مـدت ۱۲ هفتـه و سـه جلسـه در هفتـه انجـام دادنـد. داده‌هـای کینماتیکـی بـا اسـتفاده از ۴ دوبیـن وایکـن طـی راه رفتـن ثبـت شـد.

یافته‌هـا: نتایـج پژوهـش حاضـر نشـان داد کـه طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون در گـروه تجربـی سـرعت راه‌رفتـن بالاتـر بـود ($p<۰/۰۵$). یافته‌هـا نشـان داد اثـر عامـل زمـان بـر تیلـت خلفـی لگـن معنـی‌دار اسـت ($P=۰/۰۰۱$). همچنیـن پلانتارفلکشـن مـچ پـا، حـدود ۶ درجـه و دامنـه حرکتـی مفصـل مـچ پـا، حـدود ۴ درجـه طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون در گـروه تجربـی افزایـش داشـت ($p=۰/۰۰۰$).

بحـث: محققـان گـزارش کردنـد، افـراد دارای کمـردرد بـا پرونیشـن عملکـردی پـا راه می‌رونـد کـه نتیجـه نهایـی پرونیشـن بیـش از حـد پـا، تمـاس سـریع‌تر بخـش داخلـی پـا نسـبت بـه حالـت نرمـال اسـت کـه عملکردهـای ضـروری پـا صـورت نمی‌گیـرد.

نتیجه‌گیـری: بـا توجـه بـه افزایـش سـرعت راه رفتـن در بیمـاران کمـردرد بـا پـای پرونیـت در پس‌آزمـون درمقایسـه بـا پیش‌آزمـون، عـدم تغییـر زوایـای مفاصـل انـدام تحتانـی و عـدم تغییـر زاویـه مطلـق لگـن، نشـان از کارایـی مکانیکـی بهتـر راه رفتـن بعـد از برنامـه تمرینـی دارد.

واژگان کلیدی: کینماتیک، کمردرد، پای پرونیت، تمرین، راه رفتن

مقدمه

اصلی‌تریـن حرکـت انسـان بـرای جابجایـی و فعالیـت بدنـی، راه رفتـن اسـت[1]. یکـی از ناهنجاری‌هـای انـدام تحتانـی، پرونیشـن پاسـت کـه می‌توانـد عوارضـی همچـون کاهـش قـوس طولـی داخلـی پـا ایجـاد کنـد کـه همـراه بـا آن

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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-11-17]

استخوان ناوی در سطح داخلی پا، افت پیدا می‌کند[۲]. افراد دارای 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=۰/۹۳)، بین طول یک گام و دامنهٔ چرخش صفحهٔ 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 کینتیک اندام تحتانی در افراد با و بدون کمردرد با پای پرونیت 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 پرونیت طی راه‌رفتن دارند.

همچنین بیان کردند، عضله دوقلو در افراد دارای کمردرد با پای پرونیت نسبت به افراد سالم فعالیت بیشتری دارد[۱۲]. بین پرونیشن پا و بیماری کمردرد ارتباط معنی‌داری 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 پرونیت (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 پرونیت پرداخته باشد، توسط محقق مشاهده نشد.

بنابراین هدف از پژوهش حاضر کینماتیک اندام تحتانی در بیماران کمردرد با پای پرونیت 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: ۲۷/۲±۲/۷ سال، قد:۸/۹±۱۷۵/۸ سانتی‌متر، جرم: ۸/۱±۷۵/۰ کیلوگرم) دارای کمردرد به‌عنوان گروه تجربی و ۱۵ مرد (سن: ۲۷/۵±۲/۹ سال، قد: ۹/۵±۱۷۶/۳ سانتی‌متر، جرم: ۸/۵±۷۵/۲ کیلوگرم) مبتلا به کمردرد با پای پرونیت به عنوان 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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-11-17]

drop) بیش از ۱۰ میلی‌متر بود [۱۸].
اختلاف افتادگی ناوی‌کولار بین گروه کنترل (۱/۵±۱۲/۲میلی‌متر) و تجربی (۱/۵±۱۲/۱میلی‌متر) 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 منجربه خستگی شده باشد.
اختلاف معنی‌داری بین دو گروه در سن، قد، جرم و شاخص توده بدن وجود نداشت (P>۰/۰۵). پروتکل پژوهش حاضر توسط کمیته اخلاقی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با کد (IR- ARUMS-REC-1397-031) نصویب 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 منعکس کننده نور بر روی دو طرف بدن و بر روی قسمت‌های زیر (بر طبق چیدمان مارکر به شیوه Plug in Gait) نصب گردید [۱۹].
خارخاصرهای قدامی -فوقانی، خارخاصره خلفی-فوقانی، 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 ترابند (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 ترابند 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 ترابند زرد رنگ، یک ست

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-11-17]

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].

هر دو تداخل به‌صورت دوطرفه اجرا می‌شدند. از آزمودنی‌ها خواسته شده بود که طی جلسات تمرینی در هیچ‌گونه برنامه‌های ورزشی یا ابزارهای ارتودیک (Orthotic) استفاده ننمایند. 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.

جدول ۱: برنامه تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش

حرکات	شرح
تمرین مقاومتی عضلات شکم	عضلات شکم با سه تمرین تقویت می‌شدند: ۱- در وضعیت درازکشیده به پشت در حالی‌که 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 برای عضلات همسترینگ	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 عضلات چرخش‌دهنده خارجی ران	این تمرین بر روی عضلات چرخش‌دهنده خارجی ران در حالی‌که آزمودنی بر روی میز با زاویه فلکشن ران ۹۰ درجه نشسته بود، انجام گرفت[۲۸].
تمرینات تقویت عضلات اینورتور پا	عضلات اینورتور (در وضعیت درازکشیده به پهلو) با استفاده از نوار مقاومتی ترابند طی حرکت اینورژن تقویت گشت[۲۹].

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<۰/۰۵۰ استفاده شد. داده‌ها به‌وسیله نرم افزار SPSS ورژن ۲۰ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

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>۰/۰۵). در حالی‌که در گروه تجربی سرعت راه‌رفتن طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش-آزمون بالاتر بود (p<۰/۰۵). مقایسه زوایا و دامنه حرکتی مفاصل مچ پا، زانو، و ران و همچنین زاویه مطلق لگن طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون بین دو گروه اختلاف معناداری را نشان نداد (p>۰/۰۵، جدول ۲).

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-11-17]

جدول ۲. اوج زوایای (برحسب درجه) نفاصل 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<۰/۰۵

یافته‌ها نشان داد که اثر عامل زمان بر تیلت خلفی لگن معنادار می‌باشد (P=۰/۰۰۱، جدول ۳).
یافته‌ها 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 (p>۰/۰۵، 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=۰/۰۰۰، جدول ۳).
نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که در اکستنشن ران، کمینه زاویه فلکشن زانو، دورسی فلکشن مچ پا، تیلت خلفی لگن طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون در گروه تجربی اختلاف معناداری وجود نداشت (p>۰/۰۵، 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=۰/۰۰۰، جدول ۳).

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-11-17]

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

متغیر	گروه کنترل			گروه تجربی			سطح معناداری (اندازه اثر)		
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تغییر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تغییر	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان×گروه
فلکشن ران	۳۹/۶±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 فکشن زانو	۷۵/۲۶۵±۳/۸۰۸	۷۰/۰۵۳±۱۱/۴۹۱	-۷/۴۴۰	۷۴/۹۶۲±۲/۹۹۶	۷۳/۹۰۶±۴/۷۸۴	-۱/۴۲۸	۰/۰۷۵ (۰/۱۱۷)	۰/۳۵۲ (۰/۰۳۳)	۰/۲۳۰ (۰/۰۵۵)
پلانتارفلکشن مچ پا	۲۶/۱۳۴±۶/۹۰۳	۲۷/۱۵۷±۳/۵۴۳	۳/۷۶۶	۲۵/۸۲۵±۱۰/۲۳۱	۳۱/۱۰۹±۳/۳۲۳	۱۸/۷۲۱	۰/۲۷۳ (۰/۰۴۶)	۰/۱۱۰ (۰/۰۹۵)	۰/۲۰۲ (۰/۰۶۲)
تیلت قدامی لگن	۱۰/۴۴۸±۳/۹۲۲	۱۱/۵۴۸±۴/۰۶۲	۹/۵۲۵	۱۱/۳۳۶±۳/۷۷۵	۱۱/۷۳۱±۶/۶۴۹	۳/۳۶۷	۰/۵۶۳ (۰/۰۱۳)	۰/۸۱۶ (۰/۰۰۲)	۰/۵۸۸ (۰/۰۱۱)
اکستنشن ران	-۷/۶۹۶±۶/۳۳۸	-۹/۶۶۰±۵/۷۷۳	۲۰/۳۳۱	-۸/۲۶۹±۶/۰۹۱	-۷/۸۲۱±۸/۷۵۴	-۵/۷۲۸	۰/۵۶۱ (۰/۰۱۳)	۰/۷۸۰ (۰/۰۰۳)	۰/۳۵۸ (۰/۰۳۳)
کمینه فلکشن زانو	۲/۶۱۲±۴۳/۹۶۷	۳/۳۸۷±۵/۹۹۷	۲۲/۸۸۱	۵/۵۶۵±۴/۲۹۲	۵/۵۸۱±۵/۹۴۲	۰/۲۸۶	۰/۶۷۰ (۰/۰۰۷)	۰/۱۶۵ (۰/۰۷۳)	۰/۶۸۳ (۰/۰۰۷)
دورسی فلکشن مچ پا	-۳/۶۲۲±۴/۶۹۸	-۳/۷۷۲±۷/۶۵۳	۳/۹۷۶	-۱/۰۹۱±۴/۲۷۷	-۳/۰۸۱±۳/۲۸۴	۶۴/۵۸۹	۰/۲۲۲ (۰/۰۵۷)	۰/۳۷۵ (۰/۰۳۰)	۰/۲۹۲ (۰/۰۴۳)
تیلت خلفی لگن	۵/۶۰۵±۲/۲۵۴	۳/۵۸۱±۴/۵۲۷	۵۶/۵۲۰	۶/۴۸۴±۳/۷۵۶	۳/۱۰۶±۶/۴۹۵	-۱۰۸/۷۵۷	*۰/۰۱۰ (۲۲۷)	۰/۹۰۵ (۰/۰۰۱)	۰/۴۹۵ (۰/۰۱۸)
دامنه حرکتی ران	۳۹/۱۸۶±۶/۵۸۷	۳۸/۸۹۰±۴/۳۵۲	-۰/۷۶۱	۴۴/۹۳۳±۱۴/۸۱۷	۴۱/۳۶۹±۱۱/۱۲۴	-۸/۶۱۵	۰/۴۰۱ (۰/۰۲۷)	۰/۱۹۱ (۰/۰۶۵)	۰/۴۷۶ (۰۲۰)
دامنه حرکتی زانو	۷۵/۲۶۵±۳/۸۰۸	۷۰/۰۵۳±۱۱/۴۹۱	-۷/۴۴۰	۷۴/۹۶۲±۲/۹۹۶	۷۳/۹۰۶±۴/۷۸۴	-۱/۴۲۸	۰/۰۷۵ (۰/۱۱۷)	۰/۳۵۲ (۰/۰۳۳)	۰/۲۳۰ (۰/۰۵۵)
دامنه حرکتی مچ پا	۲۶/۱۳۴±۶/۹۰۳	۲۵/۸۲۵±۱۰/۲۳۱	۹۹/۸۹۸	۲۷/۱۵۷±۳/۵۴۳	۳۱/۱۰۹±۳/۳۲۳	۱۲/۷۰۳	۰/۲۷۳ (۰/۰۴۶)	۰/۱۱۰ (۰/۰۹۵)	۰/۲۰۲ (۰/۰۶۲)
دامنه حرکتی لگن	۱۰/۴۴۸±۳۲/۹۲۲	۱۱/۵۴۸±۴/۰۶۲	۹/۵۲۵	۱۲/۷۶۵±۴/۹۷۴	۱۱/۳۷۱±۶/۶۴۹	-۱۲/۲۵۹	۰/۸۹۳ (۰/۰۰۱)	۰/۴۹۹ (۰/۰۱۸)	۰/۲۵۹ (۰/۰۴۹)

*سطح معناداری $P<0/05$

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 راه‌رفتن بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که هیچ‌گونه اختلاف معناداری در سرعت راه رفتن در پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه کنترل وجود ندارد. به‌علاوه در گروه تجربی سرعت راه‌رفتن طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون بالاتر بود. برخی محققان گزارش کردند که، بیماران مبتلا به کمردرد، سرعت کمتر و

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-11-17]

طـول گام‌هـای کوتاه‌تـری دارنـد، همچنیـن اظهـار کردنـد افـراد دارای کمـردرد در تمـام سـرعت‌های راه‌رفتـن، طـول گام‌بـرداری کوتاه‌تـر اسـت[۳۰، ۳۱].

یافته‌هـای پژوهـش حاضـر نشـان داد زوایـا و دامنـه حرکتـی مفاصـل مـچ پـا، زانـو و ران و همچنیـن لگـن طـی پیش‌آزمـون و پس‌آزمـون بیـن دو گـروه تجربـی و کنتـرل بـه لحـاظ آمـاری تفـاوت معنـاداری وجـود نـدارد. بـا توجـه بـه افزایـش سـرعت راه رفتـن بعـد از دوره تمرینـی در مقایسـه بـا قبـل از آن در گـروه تجربـی بـا وجـود عـدم تغییـر در زوایـای مفاصـل انـدام تحتانـی، ایـن موضـوع نشـان از کارایـی مکانیکـی بهتـر در گـروه تجربـی می‌باشـد. فرهپـور و همـکاران (۲۰۱۸) گـزارش کردنـد کـه، در اوج زوایـای دورسـی فلکشـن و پلانتارفلکشـن و چرخـش داخلی-خارجـی مـچ پـا، آداکشـن و آبداکشـن و چرخـش خارجـی زانـو، اکستنشـن و آبداکشـن و چرخـش داخلـی- خارجـی ران بیـن گـروه دارای پرونیشـن پـا و گـروه دارای کمـردرد بـا پـای پرونیـت و گـروه کنتـرل تفـاوت معنـاداری وجـود نـدارد[۱۲].

یافته‌هـای پژوهـش حاضـر نشـان داد کـه اثـر عامـل زمـان بـر تیلـت خلفـی لگـن تاثیـر معنـاداری دارد. محققیـن گـزارش کردنـد، عضـلات راسـت‌کننده سـتون فقـرات[۳۲] و همسـترینگ[۳۳]، در افـراد دارای کمـردرد فعالیـت بیشـتری دارنـد. در پژوهـش حاضـر علـی رغـم این‌کـه عضـلات شـکم تحـت تمرینـات تقویتـی قـرار گرفتـه بـود، بـا وجـود ایـن زاویـه مطلـق لگـن اختـلاف معنـادای را بیـن پیش‌آزمـون و پس‌آزمـون در گـروه تجربـی نشـان نـداد. توجـه بـه افزایـش سـرعت راه رفتـن در پس‌آزمـون می‌تـوان عـدم تغییـر زاویـه مطلـق لگـن را این‌گونـه تفسـیر نمـود کـه تقویـت عضـلات ثبـات دهنـده مرکـزی در گـروه تجربـی علی‌رغـم افزایـش سـرعت راه رفتـن پایـداری لگـن را حفـظ نمـوده. بـا بهبـود کارایـی مکانیکـی عضـلات انـدام تحتانـی سـبب افزایـش کارایـی راه رفتـن شـده اسـت. بامورلـی و همـکاران (۲۰۰۹) گـزارش کردنـد تفـاوت معنـاداری در فعالیـت الکترومایوگرافـی عضلـه دوقلـو میانـی بیـن افـراد سـالم و افـراد دارای کمـردرد بـا پـای صـاف وجـود نـدارد[۳۴]. فرهپـور و همکارانـش طـی تحقیقـی (۲۰۱۸) گـزارش کردنـد، اوج آداکشـن ران در افـراد دارای پـای پرونیـت ۲/۷ درجـه کوچک‌تـر از گـروه کنتـرل بـود. همچنیـن گـزارش کردنـد چرخـش داخلـی زانـو در گـروه دارای پـای پرونیـت ۱/۶ درجـه و در گـروه دارای کمـردرد بـا پـای پرونیـت ۵/۶ درجـه نسـبت بـه گـروه کنتـرل کوچک‌تـر بـود[۱۲].

نتایـج پژوهـش هیچ‌گونـه اثـر معنـاداری را در ارتبـاط بـا اثـر عامـل گـروه و اثـر تعاملـی گـروه و زمـان بـر زوایـا و دامنـه حرکتـی مفاصـل انـدام تحتانـی نشـان نـداد. بیمـاران دارای عارضـه کمـردرد هنـگام راه رفتـن و دویـدن چرخـش داخلـی اسـتخوان سـاق پـا و ران و تیلـت قدامـی لگـن دارنـد[۳۵]. منـز و همـکاران (۲۰۱۳) گـزارش کردنـد کـه، افـراد مبتـلا بـه کمـردرد بـا پرونیشـن عملکـردی پـا راه می‌رونـد[۳۵] کـه نتیجـه نهایـی پرونیشـن بیـش از حـد پـا، تمـاس سـریع‌تر بخـش داخلـی پـا نسـبت بـه حالـت نرمـال اسـت کـه دو عملکـرد ضـروری پـا انجـام نمی‌گیـرد[۳۶].

یافته‌هـای آزمـون تعقیبـی پژوهـش حاضـر نشـان داد کـه زاویـه پلانتارفلکشـن مـچ پـا، طـی پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون حـدود ۶ درجـه در گـروه تجربـی افزایـش داشـت. یکـی از دلایـل احتمالـی افزایـش سـرعت راه رفتـن را می‌تـوان افزایـش زاویـه پلانتارفلکشـن مـچ پـا در گـروه تجربـی ئـر پس‌آزمـون در مقایسـه بـا پیش‌آزمـون دانسـت. افـراد مبتـلا بـه عارضـه کمـردرد طـی راه رفتـن دارای پرونیشـن اضافـی در پـا هسـتند[۳۷] که افـراد دارای پرونیشـن پـا دچـار بسـیاری از ناکارآمدی‌هـای بیومکانیکـی در مـچ پـا و پـا می‌شـوند[۳]. فرهپـور و همـکاران (۲۰۱۸) طـی مطالعه‌ای بیـان کردنـد، اینـورژن مـچ پـا در افـراد دارای پرونیشـن پـا و افـراد دارای کمـردرد بـا پـای پرونیـت حـدود ۳ برابـر نسـبت بـه گـروه کنتـرل کمتـر بـود. همچنیـن اظهـار کردنـد اورژن مـچ پـا در افـراد دارای پرونیشـن و افـراد دارای کمـردرد بـا پـای پرونیـت نسـبت بـه گـروه کنتـرل به‌ترتیـب ۳/۲ و ۳/۳ بیشـتر بـود.

نتایـج آزمـون تعقیبـی نشـان داد کـه زاویـه دورسـی فلکشـن ران، کمینـه فلکشـن زانـو، دورسـی فلکشـن مـچ پـا و تیلـت

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-11-17]

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 پیش-آزمون 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 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.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-11-17]

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.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-11-17]

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. 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, Hubley-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.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-11-17]

Journal of Anesthesiology and Pain Winter 2019, Vol 9, NO 4

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 Heshmatizadeh [2]

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

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-11-17]

Please cite this paper as:
afarnezhadgero A A, 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: Amirali 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