مقاله پژوهشی
مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان
دوره ۱۸، مرداد ۱۳۹۸، ۴۴۰-۴۲۷

اثر تمرینات مقاومتی با تراباند بر طیف فرکانس الکترومیوگرافی عضلات تنه و اندام تحتانی بیماران مبتلا به کمردرد دارای کاهش قوس پا طی مراحل راه رفتن: یک کارآزمایی بالینی

امیرعلی جعفرنژادگرو [۱]، سید مجید علوی مهر [۲]

دریافت مقاله: ۹۷/۴/۲۶ ارسال مقاله به نویسنده جهت اصلاح: ۹۷/۹/۱۰ دریافت اصلاحیه از نویسنده: ۹۷/۱۱/۲۳ پذیرش مقاله: ۹۷/۱۲/۱

چکیده

زمینه و هدف: کمردرد یک بیماری ارتوپدی مرسوم است که رابطه معقولی با ناهنجاری کاهش قوس پا دارد. هدف از این پژوهش تعیین اثر تمرین مقاومتی با تراباند بر طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات تنه و اندام تحتانی بیماران مبتلا به کمردرد دارای کاهش قوس پا طی راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها: این مطالعه کارآزمایی بالینی در سال ۱۳۹۷ در دانشگاه محقق اردبیلی انجام شد. ابتدا ۳۰ مرد دارای عارضه کمردرد با پای پرونیت به صورت نمونه‌گیری در دسترس انتخاب و سپس به صورت تصادفی به دو گروه کنترل (تعداد = ۱۵ نفر) و تجربی (تعداد = ۱۵ نفر) تقسیم شدند. از یک سیستم الکترومایوگرافی برای ثبت فعالیت عضلات ناحیه کمر و اندام تحتانی طی راه‌رفتن استفاده شد. از آنالیز واریانس دو طرفه جهت تحلیل آماری داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: طی مرحله پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه تجربی، فرکانس میانه عضله ساقی‌قدامی (P=۰/۰۱۳) طی فاز پاسخ بارگیری کوچک‌تر و فرکانس میانه عضله مایل خارجی (P=۰/۰۱۵) طی فاز پاسخ بارگیری بزرگ‌تر می‌باشد. به‌علاوه، طی مرحله پس‌آزمون در مقایسه با مرحله پیش‌آزمون در گروه تجربی، فرکانس میانه عضله مایل خارجی (P=۰/۰۲۹) طی فاز هل دادن بزرگ‌تر می‌باشد. هم‌چنین، طی فاز پاسخ بارگیری اثر عامل گروه بر فرکانس میانه عضلات دو سررانی (P=۰/۰۱۵) و راست‌کننده ستون مهره‌ها (P=۰/۰۰۹) معنی‌دار بود.

نتیجه‌گیری: با توجه به بالا بودن فعالیت عضله ساقی قدامی در بیماران کمردرد با پای پرونیت در مقایسه با افراد سالم، کاهش معنی‌دار فرکانس میانه عضله ساقی قدامی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون طی فاز پاسخ بارگیری نشان از اثرات مثبت این برنامه تمرینی دارد.

واژه‌های کلیدی: الکترومایوگرافی، پای پرونیت، تمرین، راه‌رفتن، کمردرد

۱- (نویسنده مسئول) استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

تلفن: ۰۴۵-۳۳۵۱۰۸۰۱، دورنگار: ۰۴۵-۳۳۵۱۲۹۰۲، پست الکترونیکی: amiralijafarnezhad@gmail.com

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-22]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6]

مقدمه

کمردرد یک بیماری درمان‌گری مرسوم است که ۸۰ درصد جمعیت حداقل یک بار دچار این عارضه می‌شوند [۱]. هزینه درمان سالیانه و بار اقتصادی بیماری کمردرد در انگلستان حدود ۱۴ میلیارد پوند و در ایالات متحده حدود ۱۴/۵ میلیارد دلار گزارش شده است [۲]. گرچه علت دقیق آن هنوز مشخص نشده است، اما اختلال در پویایی (Dynamic) اندام تحتانی به عنوان عامل خطر در نظر گرفته می‌شود [۳]. این عوامل شامل سفتی مفاصل، سختی عضلات ناحیه لگن و کمر و یا عملکرد ضعیف عضلات می‌باشد که منجر به بارگذاری مکانیکی نامتقارن یا غیرطبیعی ستون فقرات کمری می‌شود [۳].

سرعت راه رفتن، چرخش لگن و فلکشن زانو در فاز اولیه تماس پاشنه در بیماران دارای کمردرد کاهش پیدا می‌کند و این کاهش سرعت راه رفتن به عنوان یک مکانیزم برای کاهش نیروی عکس‌العمل زمین و درد کمر طی راه رفتن انجام می‌پذیرد [۴]. هم‌چنین، افزایش فعالیت عضلات راست‌کننده ستون فقرات [۵] و عضلات پشت ران [۶] در بیماران دارای کمردرد گزارش شده است. پژوهش‌گران ارتباط بین انتقال نیرو بر اثر ضربه به ستون فقرات طی دویدن و ارتفاع قوس طولی داخلی [۷]، چرخش لگن و پرونیشن (Pronation) مفصل زیرقاپی (Subtalar) [۸] را بیان نموده‌اند. تغییر ساختار پا می‌تواند بر روی اندام تحتانی و هم‌ترازی لگن [۹]، فعالیت عضلات راست‌کننده ستون فقرات و سرینی [۱۰] تأثیر داشته باشد.

در میان اختلالات پا، پرونیشن بیش از حد پا به دلیل شیوع بالای آن توجه زیادی را داشته است [۱۱]. درمان اختلالات وضعیتی پا شامل درمان بیماری کمردرد نیز می‌شود [۱۲]. این امر در زمانی مؤثر واقع می‌شود که پرونیشن پا پیشرفت داشته باشد و نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای بیماری کمردرد افزایش پیدا می‌کند و هم‌چنین، پرونیشن بیش از حد پا موجب چرخش محوری استخوان درشت‌نی و ران می‌شود که می‌تواند باعث تغییر عملکرد عضلات طی راه‌رفتن گردد، فرض می‌شود که پاسخ عصبی عضلانی در برخی افراد دارای پرونیشن پا نسبت به افراد دارای کمردرد متفاوت باشد [۱۳]. در بسیاری از تحقیقاتی که بر روی افراد کمردرد و فعالیت عضلات آن‌ها انجام شده است، ناهنجاری‌های ساختار پا مورد توجه قرار نگرفته است. تنها Farahpour و همکاران نشان داده‌اند که عضلات دوقلو، سرینی‌میانی، راست‌کننده ستون فقرات و مایل داخلی شکم فعالیت بالایی را در افراد دارای کمردرد با پای پرونیت طی راه رفتن دارا می‌باشند [۱۴]. بنابراین، پیدا نمودن شیوه‌های درمانی جهت جلوگیری از عوارض ثانویه و تشدید شدت بیماری در این افراد از اهمیت بالایی برخوردار است. یکی از این شیوه‌های درمانی استفاده از تمرینات توان‌بخشی می‌باشد [۱۵].

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-22]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6]

در این راستا، مشخص شده است که سازگاری عصبی عضلانی پس از ۴ ماه دویدن به صورت پابرهنه، فعالیت عضلات چهارسر، ساقی‌قدامی و دو قلو را کاهش می‌دهد [۱۶]. با وجود این تاکنون مطالعه‌ای بر روی اثرات تمرینات توان‌بخشی بر روی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات بیماران کمردرد با پای پرونیت (Pronated) انجام نشده است. با توجه به تغییرات بیومکانیکی در راه رفتن این افراد، احتمالاً تقویت عضلات نگه دارنده قوس پا (Anti-Pronator) و هم‌چنین عضلاتی که مانع از چرخش قدامی لگن (عضلات شکم و پشت ران) می‌شوند، بتواند در بهبود فعالیت عضلانی در این افراد طی راه رفتن مؤثر باشد. با وجود این، این موضوع تاکنون به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است.

از طرف دیگر از داده‌های الکترومایوگرافی (Electromyography) می‌توان برای ارزیابی قدرت عملکردی عضلات استفاده کرد و فعالیت واحدهای حرکتی را ثبت نمود [۱۷] و علاوه بر این، داده‌های الکترومایوگرافی به راحتی در حین انجام فعالیت‌های عملکردی مانند راه رفتن، ثبت می‌شوند [۱۷]. هم‌چنین طیف فرکانس الکترومایوگرافی به عنوان یک پارامتری گزارش شده است که تحت تأثیر علم شناخت ابعاد بدن قرار می‌گیرد و اطلاعاتی را در مورد الگوی فعالیت فیبر عضلانی و پتانسیل عمل واحد حرکتی ارائه می‌دهد [۱۸].

با این حال، پژوهشی که طیف فرکانس فعالیت عضلات را بعد از انجام تمرینات در افراد دارای کمردرد با پای پرونیت طی راه‌رفتن مورد بررسی قرار دهد، انجام نشده است. بنابراین، هدف از این پژوهش تعیین تأثیر یک دوره تمرینات منتخب بر روی طیف فرکانس الکترومایوگرافی عضلات تنه و اندام تحتانی در بیماران کمردرد طی فاز اتکای راه رفتن می‌باشد.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه از نوع کارآزمایی بالینی، ۱۵ مرد (سن: ۲/۹۳±۲۷/۵۱ سال، قد: ۹/۵۷±۱۷۶/۳۳ سانتی‌متر، وزن: ۸/۵۱±۷۵/۲۲ کیلوگرم) مبتلا به کمردرد با پای پرونیت به عنوان گروه کنترل و ۱۷ مرد (سن: ۲/۷۹±۲۷/۲۸ سال، قد: ۸/۹۱±۱۷۵/۸۸ سانتی‌متر، جرم: ۸/۱۱±۷۵/۰۵ کیلوگرم) دارای کمردرد به عنوان گروه تجربی انتخاب شدند. این مطالعه با کد کارآزمایی بالینی IRCT2016110230657N1 در مرکز کارآزمایی ایران به ثبت رسیده است. این مطالعه در سال ۱۳۹۷ و در دانشگاه محقق اردبیلی انجام پذیرفت. با استفاده از نرم‌افزار G*Power حجم نمونه حداقلی ۱۵ نفر برآورد شد تا اندازه اثر ۰/۹۵ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ حاصل شود [۱۹]. آزمودنی‌های پژوهش حاضر شامل ۳۰ بیمار کمردرد با پای پرونیت بودند که به طور تصادفی در دو گروه کنترل و تجربی تقسیم شدند. جهت انتخاب تصادفی اسامی آزمودنی‌ها در یک برگ کاغذ با ابعاد برابر نوشته شد و سپس در داخل کیسه‌ای قرار گرفت. سپس، بدون مشاهده اسامی افراد به ترتیب برای گروه کنترل و تجربی برداشته شد. تعداد نمونه‌ها در هر گروه ۱۵ نفر بود. نمونه‌گیری

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-22]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6]

پژوهش حاضر از نوع در دسترس بود. ویژگی‌های دموگرافیک شامل طول قد، وزن و سن و اختلاف ارتفاع استخوان ناوی در تمام آزمودنی‌ها مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. یک جراح ارتوپد همه آزمودنی‌ها را قبل از انتخاب و ورود به پژوهش مورد معاینه و بررسی قرار دادند. معیارهای ورود به پژوهش شامل دارا بودن شاخص درد کمری بیش‌تر از ۳۰ بر طبق شاخص مقیاس بصری درد (Visual Analog Pain Scale) [۲۰]، افتادگی استخوان ناوی (Navicular drop) بیش از ۱۰ میلی‌متر بود [۲۱]. معیار خروج از پژوهش برای هر دو گروه شامل سابقه جراحی اسکلتی‌عضلانی در اندام تنه و تحتانی، بیماری‌های ارتوپدی (به جزء دارا بودن پای پرونیت)، اختلاف طول اندام بیش‌تر از ۵ میلی متر و داشتن فعالیت یا تمرینات سنگین طی دو روز گذشته که منجر به خستگی شده باشد. علاوه بر این، طرح تحقیقاتی حاضر توسط کمیته اخلاقی دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با کد IR-ARUMS-REC-1397-031 تصویب شد و تمام آزمودنی‌ها پس از امضاء فرم رضایت نامه (با رضایت کامل) در این پژوهش شرکت نمودند.

از یک سیستم الکترومایوگرافی قابل حمل (BIO SYSTEM, UK) با ۹ جفت الکترود سطحی دو قطبی (شکل دایره‌ای با قطر ۱۱ میلی‌متر با فاصله مرکز تا مرکز ۲۵ میلی متر، دارای مقاومت ورودی ۱۰۰ میلی اهم و نسبت رد سیگنال مشترک بزرگ‌تر از ۱۱۰ دسی‌بل) برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ساقی قدامی، دوقلو، دو سررانی، پهن خارجی، سرینی‌میانی، مایل داخلی شکم، مایل خارجی شکم، راست شکمی و راست‌کننده ستون فقرات (بخش مهره سوم کمری) در طرف راست بدن با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰۰ هرتز استفاده شد. ابتدا سطح پوست روی عضلات منتخب تراشیده شد. سپس با الکل (Ethanol– ۷۰٪C2H5OH) سطح پوست تمیز گردید و الکترودها مطابق توصیه‌های پروتکل اروپایی جهت ثبت فعالیت عضلات در الکترومایوگرافی سطحی (Surface Electromyography for Non-invasive Assessment of Muscles) در محل مورد نظر قرار گرفت [۲۲].

محل نصب الکترودها برای عضلات ساقی قدامی، دوقلو، دو سررانی و سرینی‌میانی طبق پروتکل سنیام (Surface Electromyography for Non-invasive Assessment of Muscles) مشخص گردید [۲۲]. الکترودهای عضله راست-کننده ستون فقرات به صورت عمودی بر روی پوست در ۳ سانتی‌متری خارجی ستون فقرات [۱۳]، برای عضله راست شکمی ۳ سانتی‌متر از خط وسط شکم و ۲ سانتی‌متر بالاتر از ناف، برای عضله مایل خارجی شکم الکترودها ۱۰ سانتی‌متر خارج از خط میانی شکم و ۴ سانتی‌متر بالای استخوان خاصره با زاویه ۴۵ درجه نسبت به سطح افق و برای عضله مایل داخلی شکم الکترودها ۲ سانتی‌متر به سمت داخل و پایین خارخاصره‌ای قدامی خلفی با زاویه ۴۵ درجه نسبت به افق و در راستای تارهای عضله قرار گرفتند [۱۶].

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-22]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6]

همه شرکت‌کنندگان در این پژوهش از کفش یک‌سانی با سایز پای مناسب استفاده کردند. در ابتدا هر آزمودنی فرآیند گرم کردن از جمله راه رفتن را به مدت ۵ دقیقه انجام دادند. نقطه شروع به طور مناسبی تنظیم شد، تا هر آزمودنی حداقل ۸ گام قبل از ورود به فضای کالیبراسیون بردارد و با پای راست بر روی صفحه نیرو قدم بگذارد. سه آزمایش موفق مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. آزمایشی موفقیت‌آمیز بود که پا در وسط صفحه نیرو گذاشته شود، تمام مارکرها شناسایی شود و سیگنال‌های الکترومایوگرافی همه عضلات به درستی ثبت می‌شد. جهت تحلیل میانه فرکانس از نرم افزار EMG graphing استفاده شد.

نوارهای تراباند (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 تراباند را برای مدت ۱۲ هفته و سه جلسه در هفته انجام دادند. آزمودنی‌ها قبل از اجرای تمرینات با شیوه تمرینات آشنا شده بودند. هر جلسه تمرینی شامل ۱۰ دقیقه گرم کردن عمومی، به دنبال آن تمرینات مقاومتی (۳۵ تا ۴۰ دقیقه) و در پایان تمرینات سرد کردن انجام می‌گردید. به دنبال مرحله سازگاری چهار هفته‌ای با مقاومتی خارجی با شدت پایین (استفاده از نوار تراباند زرد رنگ، یک ست 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 پیش‌رونده ای با توجه به میزان مقاومت هر نوار (بر اساس جدول طول-نیرو تراباند) از رنگ زرد به قرمز و بالاتر افزایش پیدا می‌نمود [۲۴]. به علاوه، 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 شرکت کننده قادر به اجرای دو یا تعداد تکرار بیش‌تری در ست دوم باشد) [۲۵]. هر دو تداخل به صورت دوطرفه اجرا می‌شدند. از آزمودنی‌ها خواسته شده بود که طی جلسات تمرینی در هیچ‌گونه برنامه‌های ورزشی یا ابزارهای درمان‌گر 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 انجام گردید [۲۶]. حرکات تمرین شده در جدول ۱ آورده شده است. گروه کنترل در هیچ‌گونه برنامه تمرینی و پروتکل درمانی در طی دوره پژوهش شرکت نکردند و تنها در آزمون‌های پیش و پس آزمون مورد ارزیابی قرار گرفتند. انجام تمرینات در ساعات ۶ تا ۸ بعد از ظهر و اندازه‌گیری‌های پیش‌آزمون و پس‌آزمون در ساعات ۱۰ تا ۱۲ قبل از ظهر در سالن ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی انجام پذیرفت.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-22]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6]

جدول ۱- برنامه تمرینات اصلاحی مورد استفاده در پژوهش در افراد دارای بیماری کمردرد در تابستان سال ۱۳۹۷ (n=۱۵)

حرکات	شرح
تمرین مقاومتی عضلات شکم	عضلات شکم با سه تمرین تقویت می‌شدند: ۱- در وضعیت دراز کشیده به پشت در حالی‌که تنه را به طور مستقیم بالا می‌بردند، ۲- در وضعیت حرکت بالا بردن و چرخش به سمت چپ تنه و 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 تراباند طی حرکت اینورژن تقویت گشت [۲۹].

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون Shapiro-wilk مورد تأیید قرار گرفت (P>۰/۰۵). جهت مقایسه مقادیر فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی طی پیش‌آزمون در دو گروه از آزمون t مستقل استفاده شد. از آنالیز واریانس دوطرفه 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 [۳۰]:

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

نتایج

نتایج نشان داد که اختلاف افتادگی استخوان ناوی بین گروه کنترل (۱/۵۴±۱۲/۲۴میلی‌متر) و تجربی (۱/۵۱±۱۲/۱۵میلی‌متر) به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. هم‌چنین، اختلاف معنی‌داری بین دو گروه در سن، قد و جرم وجود نداشت (P>۰/۰۵). میانگین سرعت راه رفتن در گروه تجربی طی پس آزمون ۱/۳۲±۰/۱۱ متر بر ثانیه بود که در مقایسه با پیش‌آزمون (۱/۲۶±۰/۱۳ متر بر ثانیه) افزایش معنی‌داری را نشان داد (P=۰/۰۰۳). میانگین سرعت راه رفتن در گروه کنترل طی پس آزمون (۱/۲۵±۰/۱۰ متر بر ثانیه) در مقایسه با پیش آزمون (۱/۲۷±۰/۱۳ متر بر ثانیه) افزایش معنی‌داری را نشان نداد (P=۰/۱۳۸).

مقایسه یافته‌ها نشان داد که در اغلب متغیرها (۲۰ متغیر از ۲۷ متغیر) طی پیش آزمون بین دو گروه کنترل و تجربی اختلاف معنی‌داری به لحاظ آماری وجود ندارد (P>۰/۰۵) (جدول ۲).

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-22]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6]

جدول۲- مقایسه میانگین فرکانس میانه (هرتز) الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در دو گروه کنترل و تجربی طی پیش‌آزمون در بیماران مبتلا به کمردرد انجام گرفته شده در دانشگاه محقق اردبیلی در تابستان سال ۱۳۹۷ (n=۱۵)

فاز	عضله	گروه کنترل (n=۱۵) انحراف استاندارد ± میانگین	گروه تجربی (n=۱۵) انحراف استاندارد ± میانگین	مقدار P
پاسخ بارگیری (هرتز)	ساقی قدامی	۱۱۳/۱۸ ± ۲۰/۸۹	۹۸/۳۴ ± ۲۰/۹۰	۰/۰۵۴
	دوقلو	۷۰/۲۵ ± ۲۶ /۰۳	۵۷/۶۴ ± ۲۰/۴۰	۰/۱۳۵
	دوسررانی	۵۸/۰۲ ± ۱۶/۰۵	۷۱/۸۸ ± ۱۸/۷۲	۰/۰۳۳
	پهن خارجی	۵۹/۰۶ ± ۱۹/۷۷	۶۴/۷۰ ± ۱۹/۴۹	۰/۴۲۳
	سرینی میانی	۸۱/۲۷ ± ۱۵/۴۳	۷۱/۰۲ ± ۱۹/۹۰	۰/۱۱۸
	مایل داخلی شکم	۷۵/۸۵ ± ۲۱/۷۲	۶۹/۰۶ ± ۲۰/۹۶	۰/۳۷۶
	مایل خارجی شکم	۵۴/۶۰ ± ۲۱/۵۷	۴۹/۰۲ ± ۲۲/۳۸	۰/۴۸۰
	راست شکمی	۸۵/۸۵ ± ۲۷/۱۳	۸۳/۴۴ ± ۲۰/۱۴	۰/۷۷۶
	راست کننده ستون مهره‌ها	۸۰/۶۶ ± ۱۸/۷۵	۹۸/۸۱ ± ۳۰/۹۲	۰/۰۰۳
میانه استقرار (هرتز)	ساقی قدامی	۹۷/۵۲ ± ۲۴/۳۲	۷۴/۶۴ ± ۳۹/۱۱	۰/۰۴۷
	دوقلو	۸۴/۱۱ ± ۲۶/۵۷	۷۹/۲۰ ± ۲۶/۹۰	۰/۶۰۸
	دوسررانی	۳۴/۹۳ ± ۶/۷۴	۴۵/۰۶ ± ۱۲/۸۷	۰/۰۰۹
	پهن خارجی	۵۸/۴۷ ± ۲۰/۲۴	۶۱/۷۶ ± ۲۹/۳۴	۰/۷۱۲
	سرینی میانی	۸۷/۴۳ ± ۱۴/۷۱	۷۴/۰۵ ± ۱۸/۶۳	۰/۰۳۳
	مایل داخلی شکم	۷۱/۳۰ ± ۱۲/۹۹	۶۶/۸۹ ± ۲۷/۲۲	۰/۵۵۷
	مایل خارجی شکم	۳۸/۴۴ ± ۱۸/۶۲	۳۹/۹۶ ± ۲۱/۴۳	۰/۸۳۲
	راست شکمی	۶۵/۴۸ ± ۱۶/۹۱	۶۳/۴۴ ± ۲۱/۳۶	۰/۷۶۹
	راست کننده ستون مهره‌ها	۶۴/۸۵ ± ۲۲/۸۸	۸۸/۳۲ ± ۲۸/۷۵	۰/۰۱۷
هل‌دادن (هرتز)	ساقی‌قدامی	۹۵/۶۴ ± ۲۲/۴۷	۹۶/۵۵ ± ۲۹/۷۶	۰/۹۲۴
	دوقلو	۱۱۷/۲۰ ± ۲۸/۸۹	۱۱۷/۰۵ ± ۱۷/۵۸	۰/۹۸۶
	دوسررانی	۵۲/۹۱ ± ۱۸/۱۵	۵۲/۰۸ ± ۲۱/۶۲	۰/۹۰۸
	پهن خارجی	۶۲/۲۴ ± ۲۳/۹۰	۵۹/۹۴ ± ۳۹/۸۵	۰/۸۴۷
	سرینی میانی	۸۸/۹۶ ± ۱۵/۵۳	۹۴/۵۸ ± ۷/۲۵	۰/۲۱۴
	مایل داخلی شکم	۷۶/۰۲ ± ۲۲/۲۱	۷۷/۹۹ ± ۱۵/۹۱	۰/۷۷۳
	مایل خارجی شکم	۵۷/۳۰ ± ۲۰/۳۵	۵۱/۱۵ ± ۲۴/۵۴	۰/۴۵۰
	راست شکمی	۸۱/۴۹ ± ۱۹/۰۸	۷۹/۸۸ ± ۱۵/۷۷	۰/۷۹۵
	راست کننده ستون مهره‌ها	۶۷/۴۲ ± ۲۳/۸۷	۹۳/۳۷ ± ۲۱/۷۲	۰/۰۰۳

آزمون t مستقل، P<۰/۰۵ به عنون سطح معنی‌دار

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-22]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6]

جدول ۳- میانه فرکانس الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در دو گروه کنترل و تجربی طی پیش‌آزمون و پس‌آزمون انجام گرفته شده در دانشگاه محقق اردبیلی در تابستان سال ۱۳۹۷ (n=۱۵)

فاز	عضله	گروه کنترل (n=۱۵)			گروه تجربی (n=۱۵)				مقدار P (اندازه اثر)		
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تغییر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصد تغییر	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان×گروه
پاسخ بارگیری (هرتز)	ساقی قدامی	۱۱۳/۱۸ ± ۲۰/۸۹	۱۰۳/۱۱ ± ۲۵/۵۰	-۸/۸۹	۹۸/۳۴ ± ۲۰/۹۰	۸۹/۸۴ ± ۲۳/۵۱	-۸/۶۴	۰/۳۵۰ <۰/۰۰۱	۰/۰۹۹ ۰/۰۷۹	۰/۰۰۴ ۰/۷۳۵
	دوقلو	۷۰/۲۵ ± ۲۶/۰۳	۷۲/۰۰ ± ۲۷/۱۹	۲/۴۹	۵۷/۶۴ ± ۲۰/۴۰	۵۹/۹۶ ± ۲۲/۰۱	۴/۰۲	۰/۰۲۶ ۰/۳۷۹	۰/۰۳۶ ۰/۳۲۷	۰/۹۰۱ ۰/۹۶۸
	دوسررانی	۵۸/۰۲ ± ۱۶/۰۵	۵۹/۲۲ ± ۱۶/۲۷	۲/۰۶	۷۱/۸۸ ± ۱۸/۷۲	۷۲/۳۲ ± ۱۶/۸۰	۰/۶۱	۰/۰۰۲ ۰/۷۸۸	۰/۱۸۲ ۰/۰۱۵	۰/۰۰۱ ۰/۹۰۲
	پهن خارجی	۵۹/۰۶ ± ۱۹/۷۷	۵۹/۵۳ ± ۲۰/۱۴	۰/۷۹	۶۴/۷۰ ± ۱۹/۴۹	۶۴/۷۰ ± ۲۱/۱۵	۰/۰۰	۰/۰۰۱ ۰/۸۹۹	۰/۰۲۰ ۰/۴۴۰	۰/۰۰۱ ۰/۸۹۷
	سرینی میانی	۸۱/۲۷ ± ۱۵/۴۳	۸۴/۰۵ ± ۱۹/۸۴	۳/۴۲	۷۱/۰۲ ± ۱۹/۹۰	۷۵/۵۸ ± ۱۵/۹۲	۶/۴۲	۰/۰۴۶ ۰/۲۳۶	۰/۰۸۶ ۰/۱۰۳	۰/۰۰۳ ۰/۷۷۰
	مایل داخلی شکم	۷۵/۸۵ ± ۲۱/۷۲	۷۸/۰۳ ± ۲۰/۷۸	۲/۸۷	۶۹/۰۶ ± ۲۰/۹۶	۷۲/۱۳ ± ۲۰/۷۵	۴/۴۶	۰/۰۶۵ ۰/۱۵۹	۰/۰۲۵ ۰/۳۸۷	۰/۰۰۲ ۰/۸۰۹
	مایل خارجی شکم	۵۴/۶۰ ± ۲۱/۵۷	۵۶/۶۳ ± ۲۲/۶۷	۳/۷۱	۴۹/۰۲ ± ۲۲/۳۸	۵۶/۸۹ ± ۲۰/۸۸	۱۶/۰۵	۰/۰۶۰ ۰/۱۷۸	۰/۰۰۵ ۰/۷۰۸	۰/۰۲۳ ۰/۴۱۰
	راست شکمی	۸۵/۸۵ ± ۲۷/۱۳	۹۱/۳۲ ± ۱۶/۷۱	۶/۳۷	۸۳/۴۴ ± ۲۰/۱۴	۷۹/۹۸ ± ۱۹/۶۰	-۸/۶۲	۰/۰۰۱ ۰/۸۶۰	۰/۰۶۱ ۰/۱۷۴	۰/۰۲۰ ۰/۴۳۵
	راست کننده ستون مهره‌ها	۸۰/۶۶ ± ۱۸/۷۵	۷۹/۰۵ ± ۱۸/۸۶	-۱/۹۹	۹۸/۸۱ ± ۳۰/۹۲	۱۰۵/۴۹ ± ۲۴/۱۶	۶/۷۶	۰/۰۶۴ ۰/۱۶۴	۰/۲۰۶ ۰/۰۰۹	۰/۰۲۵ ۰/۳۹۰
میانه استقرار (هرتز)	ساقی قدامی	۹۷/۵۲ ± ۲۴/۳۲	۸۵/۴۴ ± ۲۹/۶۸	-۱۲/۳۸	۷۴/۶۴ ± ۳۹/۱۱	۷۰/۵۶ ± ۳۵/۱۲	-۵/۴۶	۰/۱۶۰ ۰/۰۲۳	۰/۰۹۲ ۰/۰۹۱	۰/۰۴۵ ۰/۲۴۶
	دوقلو	۸۴/۱۱ ± ۲۶/۵۷	۸۳/۱۱ ± ۲۸/۴۲	-۱/۱۸	۷۹/۲۰ ± ۲۶/۹۰	۷۸/۵۴ ± ۲۶/۶۷	-۰/۸۳	۰/۰۰۴ ۰/۷۲۵	۰/۰۰۹ ۰/۶۱۵	<۰/۰۰۰ ۰/۹۴۴
	دوسررانی	۳۴/۹۳ ± ۶/۷۴	۳۶/۳۵ ± ۱۱/۹۵	۴/۰۶	۴۵/۰۶ ± ۱۲/۸۷	۴۷/۶۸ ± ۲۰/۵۰	۵/۸۱	۰/۰۱۹ ۰/۴۵۲	۰/۱۷۵ ۰/۰۱۷	۰/۰۰۲ ۰/۸۲۴
	پهن خارجی	۵۸/۴۷ ± ۲۰/۲۴	۵۸/۰۷ ± ۲۶/۰۶	-۰/۶۸	۶۱/۷۶ ± ۲۹/۳۴	۶۱/۹۱ ± ۳۱/۴۴	۰/۲۴	<۰/۰۰۰ ۰/۹۵۴	۰/۰۰۵ ۰/۷۰۹	۰/۰۰۱ ۰/۸۹۷
	سرینی میانی	۸۷/۴۳ ± ۱۴/۷۱	۸۷/۳۱ ± ۱۶/۷۳	-۳/۴۲	۷۴/۰۵ ± ۱۸/۶۳	۷۸/۰۹ ± ۱۰/۵۳	۶/۴۲	۰/۰۲۹ ۰/۳۵۳	۰/۱۴۳ ۰/۰۳۳	۰/۰۳۳ ۰/۳۲۳
	مایل داخلی شکم	۷۱/۳۰ ± ۱۲/۹۹	۶۷/۸۴ ± ۸/۸۲	-۴/۸۵	۶۶/۸۹ ± ۲۷/۲۲	۶۲/۷۱ ± ۲۵/۱۰	-۶/۲۴	۰/۱۰۵ ۰/۰۷۱	۰/۱۵ ۰/۵۰۱	۰/۰۰۱ ۰/۸۶۲
	مایل خارجی شکم	۳۸/۴۴ ± ۱۸/۶۲	۴۸/۴۶ ± ۲۲/۶۸	۲۶/۰۶	۳۹/۹۶ ± ۲۱/۴۳	۴۴/۵۴ ± ۲۰/۸۸	۱۱/۴۶	۰/۱۹۱ ۰/۰۱۲	۰/۰۰۱ ۰/۸۶۳	۰/۰۳۲ ۰/۳۲۹
	راست شکمی	۶۵/۴۸ ± ۱۶/۹۱	۶۹/۹۵ ± ۱۸/۸۶	۶/۸۲	۶۳/۴۴ ± ۲۱/۳۶	۵۸/۰۷ ± ۲۵/۴۹	-۸/۴۶	۰/۰۰۱ ۰/۸۵۵	۰/۰۳۱ ۰/۳۳۲	۰/۱۲۰ ۰/۰۵۲
	راست کننده ستون مهره‌ها	۶۴/۸۵ ± ۲۲/۸۸	۶۴/۹۹ ± ۲۵/۴۵	۰/۲۱	۸۸/۳۲ ± ۲۸/۷۵	۸۶/۴۸ ± ۳۴/۸۳	-۲/۰۸	۰/۰۰۳ ۰/۷۴۸	۰/۱۵۰ ۰/۰۲۹	۰/۰۰۵ ۰/۷۰۸
هل‌دادن (هرتز)	ساقی قدامی	۹۵/۶۴ ± ۲۲/۴۷	۹۲/۶۳ ± ۲۳/۴۳	-۳/۱۴	۹۶/۵۵ ± ۲۹/۷۶	۹۴/۲۸ ± ۳۵/۸۱	-۲/۳۵	۰/۰۴۰ ۰/۲۷۴	۰/۰۰۱ ۰/۸۹۸	۰/۰۰۱ ۰/۸۷۶
	دوقلو	۱۱۷/۲۰ ± ۲۸/۸۹	۱۱۵/۵۵ ± ۳۰/۹۳	-۱/۴۰	۱۱۷/۰۵ ± ۱۷/۵۸	۱۱۷/۱۳ ± ۱۸/۳۴	۰/۰۶	۰/۰۰۴ ۰/۷۱۷	<۰/۰۰۰ ۰/۹۳۳	۰/۰۰۵ ۰/۶۸۸
	دوسررانی	۵۲/۹۱ ± ۱۸/۱۵	۵۳/۵۲ ± ۲۳/۶۶	۱/۱۵	۵۲/۰۸ ± ۲۱/۶۲	۵۴/۱۰ ± ۲۵/۷۸	۳/۸۷	۰/۰۰۵ ۰/۶۹۵	<۰/۰۰۰ ۰/۹۸۶	۰/۰۰۲ ۰/۸۳۳
	پهن خارجی	۶۲/۲۴ ± ۲۳/۹۰	۶۶/۴۷ ± ۲۷/۶۴	۱۲/۰۰	۵۹/۹۴ ± ۳۹/۸۵	۵۵/۴۲ ± ۲۹/۶۸	۷/۵۴	<۰/۰۰۰ ۰/۹۷۱	۰/۰۱۴ ۰/۵۲۲	۰/۰۳۹ ۰/۲۷۶
	سرینی میانی	۸۸/۹۶ ± ۱۵/۵۳	۸۸/۸۳ ± ۱۶/۲۰	-۰/۱۴	۹۴/۵۸ ± ۷/۲۵	۹۵/۹۰ ± ۸/۴۱	۱/۳۹	۰/۰۰۴ ۰/۷۴۱	۰/۰۷۹ ۰/۱۲۰	۰/۰۰۵ ۰/۶۸۷
	مایل داخلی شکم	۷۶/۰۲ ± ۲۲/۲۱	۷۵/۰۱ ± ۱۷/۲۰	-۱/۳۲	۷۷/۹۹ ± ۱۵/۹۱	۷۹/۷۰ ± ۱۹/۰۲	۲/۱۹	۰/۰۰۱ ۰/۸۷۵	۰/۰۰۹ ۰/۵۹۷	۰/۰۱۳ ۰/۵۴۰
	مایل خارجی شکم	۵۷/۳۰ ± ۲۰/۳۵	۵۷/۳۹ ± ۲۳/۹۰	۰/۱۵	۵۱/۱۵ ± ۲۴/۵۴	۶۰/۱۳ ± ۱۸/۹۰	۱۷/۵۵	۰/۰۹۵ ۰/۰۸۹	۰/۰۰۲ ۰/۸۱۹	۰/۰۹۲ ۰/۰۹۱
	راست شکمی	۸۱/۴۹ ± ۱۹/۰۸	۸۰/۴۵ ± ۱۹/۴۲	-۱/۲۷	۷۹/۸۸ ±۱۵/۷۷	۸۱/۴۲ ± ۲۱/۳۹	۱/۹۲	<۰/۰۰۰ ۰/۹۴۳	<۰/۰۰۰ ۰/۹۵۶	۰/۰۰۵ ۰/۷۱۰
	راست کننده ستون مهره‌ها	۶۷/۴۲ ± ۲۳/۸۷	۶۵/۰۱ ± ۲۳/۳۱	-۳/۵۷	۹۳/۳۷ ± ۲۱/۷۲	۹۰/۴۲ ± ۲۸/۶۳	-۳/۱۵	۰/۰۲۲ ۰/۴۱۹	۰/۲۶۲ ۰/۰۰۳	<۰/۰۰۰ ۰/۹۳۴

آنالیزواریانس دوطرفه، P<۰/۰۵ به عنوان سطح معنی‌دار

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-22]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6]

نتایج نشان داد که طی فاز پاسخ بارگیری، اثر عامل زمان بر فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضله ساقی‌قدامی (P<۰/۰۰۱؛ اندازه اثر بالا) و اثر عامل گروه بر فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضلات دو سررانی (P=۰/۰۱۵؛ اندازه اثر بالا) و راست‌کننده ستون مهره‌ها (P=۰/۰۰۹؛ اندازه اثر بالا) معنی‌دار بود (جدول ۳). یافته‌ها نشان داد که در گروه تجربی فرکانس میانه عضله ساقی قدامی طی پس‌آزمون در فاز پاسخ بارگیری در مقایسه با پیش آزمون حدود ۸ درصد کاهش پیدا کرده است (P=۰/۰۱۳؛ اندازه اثر بالا). یافته‌ها نشان داد که در گروه تجربی فرکانس میانه عضله مایل خارجی شکم در فاز پاسخ بارگیری در مقایسه با پیش آزمون حدود ۱۶ درصد افزایش پیدا کرده است (P=۰/۰۱۵؛ اندازه اثر بالا). هم‌چنین نتایج نشان داد که طی فاز میانه استقرار اثر عامل زمان بر فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضلات ساقی قدامی (P=۰/۰۲۳؛ اندازه اثر بالا) و مایل خارجی شکم (P=۰/۰۱۲؛ اندازه اثر بالا) و اثر عامل گروه بر فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضلات دوسررانی (P=۰/۰۱۷؛ اندازه اثر بالا)، سرینی‌میانی (P=۰/۰۳۳؛ اندازه اثر بالا) و راست کننده ستون مهره‌ها (P=۰/۰۲۹؛ اندازه اثر بالا) معنی‌دار بود (جدول ۳).

هم چنین، طی فاز هل دادن اثر عامل گروه بر فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضله راست‌کننده ستون مهره‌ها (P=۰/۰۰۳؛ اندازه اثر بالا) معنی‌دار بود (جدول ۳). نتایج نشان داد که در گروه تجربی فرکانس میانه عضله مایل خارجی شکم در فاز هل دادن در مقایسه با پیش‌آزمون حدود ۱۸ درصد افزایش پیدا کرده است (P=۰/۰۲۹؛ اندازه اثر پایین).

بحث

با توجه به یافته‌ها، فرکانس میانه عضله ساقی قدامی طی پس آزمون در فاز پاسخ بارگیری در گروه تجربی در مقایسه با پیش آزمون حدود ۸ درصد کاهش پیدا کرده بود. در این راستا، برخی از پژوهش‌گران نشان داده‌اند که فعالیت عضلانی بالاتر در بیماران دارای کمردرد پاسخی عصبی-عضلانی است که باعث کاهش درد می‌گردد [۵]. هم‌چنین نشان داده شده است که افراد با پای پرونیت نسبت به افراد سالم طی راه رفتن دارای فعالیت عضله ساقی‌قدامی بیشتری هستند [۳۱]. کاهش میانه فرکانس عضله ساقی‌قدامی در نتیجه تمرین می‌تواند یکی از نتایج مثبت تمرین استفاده شده در این پژوهش باشد. علت احتمالی این موضوع این است که از آن‌جایی که تمرینات مورد استفاده در پژوهش حاضر بر کاهش چرخش به خارج پا متمرکز شده بودند، بهبود بازوی گشتاور عضله ساقی‌قدامی بعد از دوره تمرینی می‌تواند از جمله علل افزایش فعالیت این عضله باشد.

طبق نتایج به دست آمده در این مطالعه، تمرین در فعالیت عضله دوقلو تغییر معنی‌داری را ایجاد نکرد. در این راستا، Farahpour و همکاران نشان دادند که عضله دوقلو در افراد دارای کمردرد با پای پرونیت نسبت به افراد سالم فعالیت بالاتری را دارا می‌باشد [۱۳]. تاندون بلند عضله

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-22]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6]

ساقی‌خلفی همراه با قوس داخلی مسطح شده در پا به علت رابطه طول-تنش باعث کاهش کارایی پلانتارفلکسورها می‌گردد و هم‌چنین، با افزایش چرخش داخلی ساق و ران که نتیجه داشتن پای پرونیت می‌باشد، به طور مستقیم بر پلانتارفلکسورها تأثیر می‌گذارد و نیروهای عضلانی را کاهش می‌دهد [۳۲]. برای جبران این ناکارآمدی و کنترل بدن و جلوگیری از سقوط طی فازهای میانه استقرار و هل‌دادن، عضله دوقلو بیش از حد فعالیت می‌کند [۳۲]. با این حال تمرینات مورد استفاده در این پژوهش هیچ‌گونه بهبودی در فعالیت عضله دوقلوی داخلی ایجاد نکرد.

هم‌چنین، در این مطالعه مشخص شد که طی فاز پاسخ بارگیری اثر عامل گروه بر فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضلات دوسررانی و راست کننده ستون مهره‌ها معنی‌دار بود. عارضه کمردرد با کاهش سرعت راه رفتن، افزایش سفتی تنه، افزایش فعالیت عضلات راست کننده ستون فقرات [۶] و پشت ران [۵] همراه است. با این حال، این فعالیت بالاتر عضلات در ناحیه کمری-لگنی می‌تواند با کنترل تنه که به طور طبیعی در راه رفتن اتفاق می‌افتد، همراه باشد [۳۳]. هم‌چنین، در گروه تجربی فرکانس میانه عضله مایل خارجی شکم در فاز پاسخ بارگیری در مقایسه با پیش آزمون حدود ۱۶ درصد افزایش پیدا کرد. طی فاز هل دادن اثر عامل گروه بر فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضله راست کننده ستون مهره‌ها معنی‌دار بود.

یافته‌ها نشان داد که در گروه تجربی فرکانس میانه عضله مایل خارجی شکم در فاز هل دادن در مقایسه با پیش آزمون حدود ۱۸ درصد افزایش پیدا کرده است. Ntousis و همکاران گزارش کردند که پرونیت یا سوپینیت دوطرفه یا یک‌طرفه پا فعالیت الکترومایوگرافی عضله راست شکمی طی ایستادن را تغییر نمی‌دهد [۳۴]. گزارش شده است که هم انقباضی عضلات موافق/مخالف (Agonist/Antagonist) با یادگیری حرکتی و تمرین کاهش می‌یابد [۳۵]. هم‌چنین بیان شده است که گروهی که تمرین را با دستگاه بدون محدودیت حرکتی انجام دادند، تغییری در الگوی فعالیت عضلانی آن‌ها به دلیل بهبود هماهنگی بین عضلات رخ می‌دهد [۱۴].

با وجود این، در پژوهش حاضر تمرین طیف فرکانس عضله مایل خارجی شکم را در بیماران کمردرد با پای پرونیت طی فاز هل‌دادن راه‌رفتن افزایش داد. یکی از دلایل احتمالی این امر افزایش نرخ تحریک واحدهای حرکتی در این عضله بعد از دوره تمرینی می‌باشد، به این دلیل که در این پژوهش بخش عمده‌ای از تمرینات بر روی عضلات مرکزی بدن انجام شد که می‌تواند منجر به هایپرتروفی عضله و فراخوانی بهتر واحدهای حرکتی گردد.

از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به کم بودن تعداد نمونه مورد مطالعه، عدم وجود جنسیت زن در نمونه و کوتاه بودن مدت تمرین در این مطالعه اشاره نمود و پیشنهاد می‌شود که پژوهش بر روی هر دو جنس زن و مرد

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-22]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6]

به صورت مقایسه‌ای انجام شود و هم‌چنین، تحقیقات مشابه بر روی سنین مختلف افراد مورد انجام قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

با توجه به بالا بودن فعالیت عضله ساقی قدامی در بیماران کمردرد با پای پرونیت در مقایسه با افراد سالم، کاهش معنی‌دار فرکانس میانه عضله ساقی قدامی طی پس آزمون در مقایسه با پیش آزمون طی فاز پاسخ بارگیری نشان از اثرات مثبت این برنامه تمرینی دارد.

تشکر و قدردانی

از تمامی افراد شرکت‌کننده در پژوهش و همچنین دانشگاه محقق اردبیلی جهت انجام حمایت مالی در اجرای این پژوهش کمال تشکر و قدردانی را داریم.

References

[1] Walker BF, Muller R, Grant WD. Low back pain in Australian adults. Prevalence and associated disability. *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics* 2004; 27(4): 238-44.

[2] Miyamoto GC, Moura KF, Franco YRdS, de Oliveira NTB, Amaral DDV, Branco ANC, et al. Effectiveness and cost-effectiveness of different weekly frequencies of Pilates for chronic low back pain: randomized controlled trial. *Physical Therapy* 2016; 96(3): 382-9.

[3] Christe G, Redhead L, Legrand T, Jolles BM, Favre J. Multi-segment analysis of spinal kinematics during sit-to-stand in patients with chronic low back pain. *Journal of Biomechanics* 2016; 49(10): 2060-7.

[4] Müller R, Ertelt T, Blickhan R. Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. *Journal of Biomechanics* 2015; 48(6): 1009-14.

[5] 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.

[6] Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Manual therapy* 2003; 8(1): 21-8.

[7] Ogon M, Aleksiev AR, Pope MH, Wimmer C, Saltzman CL. Does arch height affect impact loading at the lower back level in running? *Foot & Ankle International* 1999; 20(4): 263-6.

[8] Betsch M, Schneppendahl J, Dor L, Jungbluth P, Grassmann JP, Windolf J, et al. Influence of foot positions on the spine and pelvis. *Arthritis Care & Research* 2011; 63(12): 1758-65.

[9] Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait & Posture* 2007; 25(1): 127-34.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-22]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6]

[10] Bird AR, Bendrups AP, Payne CB. The effect of foot wedging on electromyographic activity in the erector spinae and gluteus medius muscles during walking. *Gait & Posture* 2003; 18(2): 81-91.

[11] Castro-Méndez A, Munuera PV, Albornoz-Cabello M. The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot pronation and lower back pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Prosthetics and Orthotics International* 2013; 37(5): 384-90.

[12] 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.

[13] 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.

[14] 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.

[15] Edsfeldt S, Rempel D, Kursa K, Diao E, Lattanza L. In vivo flexor tendon forces generated during different rehabilitation exercises. *Journal of Hand Surgery (European Volume)* 2015; 40(7): 705-10.

[16] da Silva Azevedo AP, Mezêncio B, Amadio AC, Serrão JC. 16 Weeks of Progressive Barefoot Running Training Changes Impact Force and Muscle Activation in Habitual Shod Runners. *PloS one* 2016; 11(12): e0167234.

[17] Merletti R, Aventaggiato M, Botter A, Holobar A, Marateb H, Vieira TM. Advances in surface EMG: recent progress in detection and processing techniques. *Critical Reviews ™in Biomedical Engineering* 2010; 38(4).

[18] Prosser LA, Lee SC, Barbe MF, VanSant AF, Lauer RT. Trunk and hip muscle activity in early walkers with and without cerebral palsy–a frequency analysis. *J Electromyography and Kinesiology* 2010; 20(5): 51-89.

[19] Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Res Methods* 2007; 39(2): 175-91.

[20] 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.

[21] 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.

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-22]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6]

[22] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10(5): 361-74.

[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 & 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] Cohen J. A power primer. *Psychological Bulletin* 1992; 112(1): 155.

[31] Hunt AE, Smith RM, Torode M. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking. *Foot & Ankle International* 2001; 22(1): 31-41.

[32] Honeine J-L, Schieppati M, Gagey O, Do M-C. The functional role of the triceps surae muscle during human locomotion. *PloS One* 2013; 8(1): e52943.

[33] Begon M, Leardini A, Belvedere C, Farahpour N, Allard P. Effects of frontal and sagittal thorax attitudes in gait on trunk and pelvis three-dimensional kinematics. *Medical Engineering and Physics* 2015; 37(10): 1032-6.

[34] Ntousis T, Mandalidis D, Chronopoulos E, Athanasopoulos S. EMG activation of trunk and upper limb muscles following experimentally-induced overpronation and oversupination of the feet in quiet standing. *Gait & Posture* 2013; 37(2): 190-4.

[35] Gribble PL, Mullin LI, Cothros N, Mattar A. Role of cocontraction in arm movement accuracy. *Journal of Neurophysiology* 2003; 89(5): 2396-405..

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-22]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6]

The Effect of Thera-Band Resistance Training on the Electromyography Frequency Spectrum of Trunk and Lower Limb Muscles in Low Back Pain Patients with Pronated Feet During Walking: A Clinical Trial

A. Jafarnezhadgero [1], S.M. Alavi Mehr [2]

Received: 17/07/2018 Sent for Revision: 01/12/2018 Received Revised Manuscript: 12/02/2019 Accepted: 20/02/2019

Background and Objectives: Lower back pain is a common orthopedic illness that has a reasonable relationship to pronated foot. The aim of this study was to determine the effects of resistance training with Thera-Band on the electromyography frequency domain of trunk and lower limb muscles of patients with both low back pain and pronated feet during walking.

Materials and Methods*:* This clinical trial study was carried out at the University of Mohaghegh Ardebil in 2018. At first 30 men with low back pain and pronated feet were selected by convenience sampling and then randomly divided into control (n=15) and experimental (n=15) groups. An electromyographic system was used to record the activity of trunk and lower limb muscles during walking. Two-way ANOVA was used for statistical analysis.

Results: During the post-test phase compared with the pre-test phase in the experimental group, the median frequency of the tibialis anterior muscle (p=0.013) was lower during the loading response phase and the median frequency of the abdominal external oblique muscle (p=0.015) was larger during the loading response phase. In addition, during the post-test phase compared with the pre-test phase in the experimental group, the median frequency of the abdominal external oblique muscle (p=0.029) was higher during the push off phase. Also, during the loading response phase, the main effect of the group on the median frequency of biceps femoris (p=0.015) and erector spine (p=0.009) was statistically significant.

Conclusion: Considering the high activity of the tibialis anterior muscle in the patients with low back pain with pronated feet compared to the healthy subjects, there was a significant reduction in the median frequency of the tibialis anterior muscle during post-test compared with the pre-test during the loading response phase that shows the positive effects of this exercise protocol.

Key words: Electromyography, Pronated feet, Training, Gait, Low back pain

Funding: This study was funded by University of Mohaghegh Ardabili.

Conflict of interest: None declared.

Ethical approval: The Ethics Committee of Ardabil University of Medical Sciences approved the study (IR-ARUMS-REC-1397-031).

How to cite this article: Jafarnezhadgero A A, Alavi Mehr S M. The Effect of Thera-Band Resistance Training on the Electromyography Frequency Spectrum of Trunk and Lower Limb Muscles in Low Back Pain Patients with Pronated Feet During Walking: A Clinical Trial. *J Rafsanjan Univ Med Sci* 2019; 18 (5): 427-40. [Farsi]

1- Assistant Prof. of Sport Biomechanics, Dept. of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran,ORCID: 0000-0002-2739-4340
(Corresponding Author), Tel: (045) 33510801, Fax: (045) 33512902, E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com
2- MSc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran ORCID: 0000-0002-7461-481x

[Downloaded from journal.rums.ac.ir on 2025-10-22]

[DOR: 20.1001.1.17353165.1398.18.5.2.6]