

تأثیر تمرینات DNS بر دامنه‌ی الکترومایوگرافی عضلات Lumbo, Pelvic, Hip Complex ورزشکاران دارای سندرم اختلال حرکتی کمر و پرونیشن پا حین تاسک پله

شیرین عالی^۱، فرهاد رضازاده^۲، حامد شیخعلی‌زاده^۳، نسترن مرادزاده^۴، مرجان زارعیان^۵، پارسا فرقانی^۶

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: تاسک پله، یک فعالیت حرکتی رایج روزمره است که می‌تواند تأثیرات مثبت یا منفی بر کمردرد داشته باشد. وجود سندرم اختلال حرکتی کمر همراه با پرونیشن پا ممکن است الگوی فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی را تغییر دهد. هدف پژوهش حاضر، تعیین تأثیر یک دوره برنامه‌ی تمرینی ثبات عصبی-عضلانی پویا بر تغییرات دامنه‌ی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در ورزشکاران دارای سندرم اختلال حرکتی کمر و پرونیشن پا حین تاسک پله بود.

روش‌ها: در این کارآزمایی تصادفی کنترل‌شده، ۲۸ ورزشکار با میانگین سنی 24.26 ± 1.37 سال مبتلا به سندرم اختلال حرکتی کمر همراه با پرونیشن پا شرکت داشتند. شرکت‌کنندگان به دو گروه ۱۴ نفری شامل گروه مداخله و گروه کنترل تقسیم شدند. فعالیت الکترومایوگرافی سطحی هشت عضله منتخب اندام تحتانی حین بالا و پایین رفتن از پله ثبت و محاسبه شد.

یافته‌ها: فعالیت الکتریکی عضلات، در اثر عامل «زمان» بر فعالیت الکتریکی عضلات گاستروکنمیوس ($P = 0.032$)، گلوئوس مدیوس ($P = 0.009$) در فاز بالا رفتن از پله و همچنین عضله رکتوس فموریس ($P = 0.001$) در فاز پایین آمدن از پله، در اثر عامل «گروه»، عضله رکتوس فموریس ($P = 0.009$) طی پایین آمدن از پله، در اثر تعاملی «زمان» گروه، سمی‌تندینوس ($P = 0.001$) طی بالا رفتن از پله اختلاف معناداری بین دو گروه درمان و کنترل داشت.

نتیجه‌گیری: تمرینات ثبات عصبی-عضلانی پویا ممکن است الگوی فعال‌سازی برخی عضلات کلیدی اندام تحتانی را در ورزشکاران دارای سندرم اختلال حرکتی کمر همراه با پرونیشن پا حین تاسک پله بهبود بخشد.

واژگان کلیدی: پرونیشن پا؛ کمردرد؛ الکترومایوگرافی

ارجاع: عالی شیرین، رضازاده فرهاد، شیخعلی‌زاده حامد، مرادزاده نسترن، زارعیان مرجان، فرقانی پارسا. تأثیر تمرینات DNS بر دامنه‌ی الکترومایوگرافی عضلات Lumbo, Pelvic, Hip Complex ورزشکاران دارای سندرم اختلال حرکتی کمر و پرونیشن پا حین تاسک پله. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۵؛ ۴۴ (۸۵۰): ۱۰۸-۱۱۷.

پاتولوژیک تعریف می‌شود (۱، ۲). می‌تواند با اختلال در ثبات کمری-لگنی نیز مرتبط باشد؛ زیرا ستون فقرات کمری از طریق مفصل ساکروایلیاک نیروهای تنه را به اندام تحتانی منتقل می‌کند و ضعف یا عدم تعادل عضلات عمقی (عرضی شکمی، مولتی‌فیدوس، دیافراگم و کف لگن) با کاهش ثبات، بار مکانیکی روی ساختارهای کمری را

مقدمه

کمردرد مزمن غیراختصاصی (Non-Specific Chronic Low Back Pain)، یکی از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی-عضلانی در جهان است و حدود ۸۵ درصد موارد کمردرد را تشکیل می‌دهد و به عنوان کمردرد بدون نشانه یا علت خاص ساختاری و

۱- استادیار، گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران

۲- استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده‌ی علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۳- دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده‌ی علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۴- دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده‌ی علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۵- دکترای علم اطلاعات و دانش‌شناسی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۶- دانشجوی رشته کینزیولوژی، دانشگاه یورک، تورنتو، انتاریو، کانادا

نویسنده‌ی مسؤؤل: فرهاد رضازاده؛ استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده‌ی علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

Email: rezazadeh.farhad@uma.ac.ir

عملکرد و افزایش پایداری کمری- لگنی در این بیماران منجر شوند (۱۳، ۱۴). با وجود اهمیت موضوع، توانبخشی به عنوان یکی از ارکان اصلی درمان کمردرد توصیه می‌شود. فعالیت‌های ورزشی که بر تقویت عضلات تنه و عضلات کمری همراه با بهبود هماهنگی بدنی تمرکز دارند، می‌توانند به بهبود مؤثر افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی کمک کنند (۱۵). شواهد مربوط به اثر تمرینات ثباتی عصبی-عضلانی پویا بر شاخص‌های کمی فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد دارای کمردرد با پرونیشن پا، در تکالیف عملکردی چالش‌برانگیز محدود است. با توجه به نقش این عضلات در کنترل زنجیره حرکتی اندام تحتانی در پرونیشن و تکلیف پله، انتظار می‌رود یک دوره تمرین عصبی-عضلانی بتواند الگوی دامنه فعالیت این عضلات را در فازهای بالا رفتن و پایین آمدن از پله تغییر دهد. هدف پژوهش حاضر، مقایسه‌ی تغییرات پیش‌آزمون تا پس‌آزمون دامنه‌ی فعالیت عضلات منتخب در افراد دارای کمردرد و پرونیشن پا طی بالا/پایین رفتن از پله است. فرضیه‌ی اصلی پژوهش این است که تمرینات عصبی-عضلانی پویا منجر به تغییر معنادار در دامنه‌ی فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی طی فازهای بالا و پایین رفتن از پله در افراد مبتلا به کمردرد همراه با پرونیشن پا می‌شود.

روش‌ها

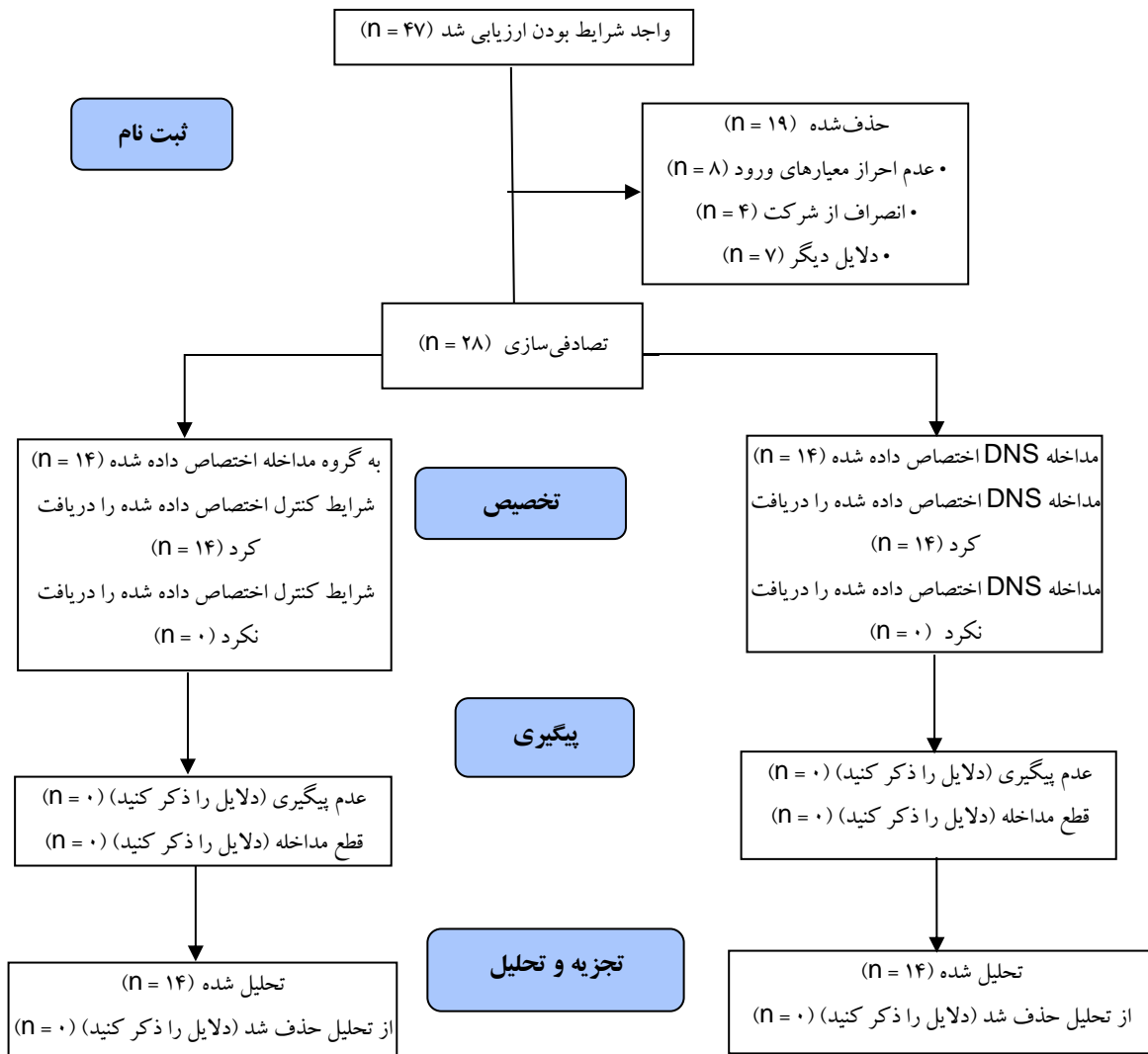
مطالعه‌ی حاضر از نوع کارآزمایی تصادفی کنترل‌شده بوده و در محل مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی انجام گرفته و شرکت‌کنندگان به صورت هدفمند از میان مراجعین یک مرکز تخصصی انتخاب شدند و تمام مراحل تست به شرکت‌کنندگان بصورت کامل توضیح داده شد. تشخیص کمردرد مزمن غیراختصاصی توسط متخصص مغز و اعصاب (نورولوژیست) تأیید شد. همچنین ناهنجاری پای پرونیشن شرکت‌کنندگان ابتدا توسط متخصصین مربوطه ارزیابی و سپس با استفاده از آزمون نوای افتاده بیشتر از ۱۰ میلی‌متر تأیید و ثبت گردید (۱۶). این مطالعه مورد تأیید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه محقق اردبیلی IR.UMA.REC.1402.051 قرار گرفت و تمامی شرکت‌کنندگان فرم رضایت‌نامه آگاهانه کتبی را پیش از شروع مطالعه امضا کردند. شکل ۱، نمودار جریان CONSORT مراحل غربالگری، تصادفی‌سازی و تحلیل داده‌ها را نشان می‌دهد. جامعه‌ی آماری مطالعه‌ی حاضر، مردان و زنان ورزشکار دارای پرونیشن پا با و بدون کمردرد با میانگین سنی $24/26 \pm 1/37$ سال از شهر اردبیل بودند. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار G*Power با در نظر گرفتن توان آماری (۰/۹۵)، سطح معنی‌داری کمتر از (۰/۰۵) و اندازه اثر (۰/۳۶) حجم نمونه مورد نیاز ۲۸ نفر برآورد گردید. در این محاسبه با استفاده از نرم‌افزار G*Power نسخه‌ی ۳.۱ استفاده شد

افزایش داده و زمینه‌ی بروز یا تداوم علائم را فراهم می‌کند (۳). شیوع کمردرد در ورزشکاران بین ۱ تا ۳۰ درصد گزارش شده است و در برخی رشته‌ها مانند ژیمناستیک (۷۰ درصد) و کشتی (۵۹ درصد) شیوع بالاتری دارد (۴، ۵). تمرینات مختلفی برای مدیریت کمردرد مزمن غیراختصاصی توصیه شده است؛ از جمله تمرینات تثبیت کمری، تمرینات کنترل حرکتی، تمرینات تقویت مرکزی، تمرینات فلکشن کمری. در میان آن‌ها، تمرینات تثبیت کمری و تمرینات کنترل حرکتی به‌طور اختصاصی عضلات عمقی تثبیت‌کننده ستون فقرات را هدف قرار می‌دهند و با هدف بهبود کنترل و پاسیجر ستون فقرات طراحی می‌شوند (۶).

یکی از عوامل مهم و اثرگذار در بروز کمردرد، وجود اختلالات بیومکانیکی پا است؛ که در میان آن‌ها، پرونیشن پا از شایع‌ترین ناهنجاری‌ها محسوب می‌شود (۷). پرونیشن پا موجب افزایش چرخش داخلی تیبیا، اورژن کالکانئوس و چرخش میدفوت می‌شود که به دنبال آن افزایش جبرانی چرخش داخلی و اداکشن فمور و افزایش زاویه Q رخ می‌دهد (۸). این تغییرات زنجیره‌ای می‌توانند با اختلال در جذب نیرو، افزایش تنش‌های فشاری و برشی بر مفاصل کمری و فعال‌سازی جبرانی عضلات تثبیت‌کننده تنه همراه بوده و منجر به کمردرد شوند (۹). شواهد نشان می‌دهد که عوامل بیومکانیکی اندام تحتانی نیز در پاتومکانیک کمردرد نقش دارند؛ به طوری که برانزینگهام و همکاران گزارش کردند شیوع کاهش قوس طولی داخلی پا در افراد دچار کمردرد بیش از جمعیت سالم است، موضوعی که می‌تواند از طریق تغییر در هم‌ترازی اندام تحتانی و افزایش بارهای انتقالی به ستون فقرات کمری، در بروز یا تداوم کمردرد نقش آفرینی کند (۱۰).

کمردرد و پرونیشن پا ممکن است باعث اختلال در دامنه الکترومایوگرافی عضلات منتخب شامل تیبیالیس آنتریور و گاستروکمیوس (کنترل مچ/پیش‌رانش)، رکتوس فموریس و واستوس‌ها (کنترل و تولید جذب نیروی زانو)، همسترینگ‌ها (کنترل مفصل ران-زانو و راهبردهای جبرانی) و گلوئوس مدیوس (پایداری لگن در صفحه فرونتال) شوند. گزارش شده است که فعالیت عضلانی بالاتر در بیماران مبتلا به کمردرد، یک پاسخ عصبی-عضلانی برای کاهش درد از طریق تثبیت بهتر ناحیه کمری- لگنی است (۱۱). همچنین گزارش شده است که پرونیشن پا، با ایجاد اختلال در کنترل وضعیت بدن و توزیع نامتعادل فشار، خطر آسیب‌های اندام تحتانی را افزایش می‌دهد و الگوی فعالیت عضلانی را دچار اختلال می‌کند (۱۲).

تمرینات ثباتی عصبی-عضلانی پویا (Dynamic Neuromuscular Stability) DNS با بهبود هماهنگی عصبی-عضلانی، حس عمقی و کنترل حرکتی، موجب اصلاح الگوهای حرکتی و کنترل پوسچرال شده و می‌تواند به کاهش درد، بهبود



شکل ۱. نمودار جریان CONSORT که تعداد افراد غربال شده، افرادی که به دلایل مختلف کنار گذاشته شدند (عدم رعایت معیارهای ورود، امتناع از شرکت و دلایل دیگر)، تعداد افراد تصادفی سازی شده، تخصیص یافته به گروه DNS یا کنترل، از دست رفته‌ها در پیگیری با ذکر دلایل و افراد وارد شده در تحلیل را نشان می‌دهد.

(۳/۶۹ ± ۷۷/۶۶) کیلوگرم، (شاخص توده‌ی بدنی: ۲۴/۵۷ ± ۱/۱۶) کیلوگرم در متر مربع و (افتادگی ناوی: ۱/۱۵ ± ۰/۰۸) میلی‌متر (n = ۱۴) بودند. هیچ‌کدام از افراد حاضر در پژوهش پیش از این در هیچ برنامه‌ی توان‌بخشی ساختارمند برای کمردرد و پرونیشن پا شرکت نکرده بودند و در طول مدت مطالعه نیز هیچ‌گونه داروی مسکن یا ضدالتهاب مصرف نمی‌کردند.

برای سنجش شدت درد از مقیاس دیداری-خطی درد (NRS) استفاده شد. این ابزار از معتبرترین و پرکاربردترین روش‌های اندازه‌گیری درد ادراک شده است و شدت درد با «مقیاس عددی ۱۱ درجه‌ای» سنجیده می‌شود که بیمار یک عدد صحیح از ۰ تا ۱۰ انتخاب می‌کند. به طوری که ۰ بیانگر نبود درد و ۱۰ نشان‌دهنده بیشترین درد قابل تصور برای فرد است. این ابزار در مقالات پژوهشی به‌عنوان یک

(۱۷). آزمودنی‌ها به‌صورت تصادفی در دو گروه درمان و کنترل قرار گرفتند. گروه درمان (دارای کمردرد با پرونیشن پا) که تمرینات DNS را دریافت کرد (n = ۱۴) و گروه کنترل (پرونیشن پا بدون کمردرد) بدون مداخله (n = ۱۴) بودند. گروه کنترل طی دوره مطالعه هیچ مداخله‌ای دریافت نکرد و از شرکت‌کنندگان خواسته شد الگوی فعالیت و درمان‌های معمول خود را تغییر ندهند. گروه درمان دارای میانگین (سن: ۲۴/۲۶ ± ۱/۰۳) سال، (قد: ۱۷۷/۱۳ ± ۲/۶۹) سانتی‌متر، (وزن: ۷۶/۸۶ ± ۳/۶۲) کیلوگرم، (شاخص توده‌ی بدنی: ۲۴/۵۰ ± ۱/۱۱) کیلوگرم در متر مربع، (شاخص درد Numeric Rating Scale (NRS (Rating Scale: ۲/۱۳ ± ۱/۰۹) و (افتادگی ناوی: ۱/۱۸ ± ۰/۰۶) میلی‌متر (n = ۱۴) و گروه کنترل دارای میانگین (سن: ۲۴/۲۰ ± ۱/۳۷) سال، (قد: ۱۷۷/۸۰ ± ۳/۱۸) سانتی‌متر، (وزن:

درد معتبر و پایا برای کاربرد بالینی گزارش شده است (۱۸).

معیارهای ورود به مطالعه عبارتند از: ۱- بازه‌ی سنی ۲۲ تا ۲۵ سال، ۲- وجود پرونیشن پا، تأیید شده با شاخص افت قوس کف پا، افت ناوی بیشتر از ۱۰ میلی‌متر، شاخص پاسجر پا بیشتر از ۱۰ بود (۱۶). ۳- افرادی که حداقل سه ماه دچار کمردرد مزمن غیراختصاصی بودند (۱۹)، قادر به نشستن، ایستادن و راه رفتن بدون استفاده از وسایل کمکی بودند ۴- توانایی انجام فعالیت بالا/پایین رفتن از پله بدون کمک، شرکت‌کنندگان از نظر ارزیابی‌های عصبی-عضلانی و ارتوپدی در وضعیت سلامت قرار داشتند و بر اساس توصیه پزشک، هیچ‌گونه محدودیتی برای انجام فعالیت‌های بدنی یا روزمره برای آن‌ها تعیین نشده بود. ۵- معیار ورزشکار بودن آزمودنی‌ها بر اساس میزان سال‌های تجربه در یک رشته ورزشی خاص به مدت ۳ سال در نظر گرفته شده بود. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل ۱- سابقه جراحی ستون فقرات و لگن در یک سال گذشته (۲۰)، ۲- درد شدید هنگام بالا/پایین رفتن از پله که مانع انجام آزمون‌ها شود، ۳- استفاده از داروهای ضد درد یا شل‌کننده عضلانی در ۴۸ ساعت قبل از آزمون، ۴- بروز درد یا آسیب جدید در طول دوره‌ی مداخله که ادامه‌ی تمرین را غیرممکن کند و ۵- غیبت در دو جلسه متوالی و نیز نداشتن تمایل برای ادامه همکاری و مشارکت در مطالعه.

پروتکل تمرینات عصبی-عضلانی

گروه‌ها در یک برنامه تمرینی عصبی-عضلانی ساختاریافته به مدت هشت هفته (سه جلسه ۶۰ دقیقه‌ای در هفته)، شرکت کردند و تنها پس از هشت هفته مجدداً مورد ارزیابی قرار گرفتند. این برنامه‌ی تمرینی از دو بخش اصلی شامل آموزش نظری و تمرین عملی تشکیل می‌شد. در بخش نظری، یک جلسه آموزشی دو ساعته به تبیین اصول صحیح اجرای حرکات عملکردی روزمره اختصاص یافت. پروتکل تمرینی DNS بر اساس دستورالعمل ارائه‌شده Mahdih و همکاران طراحی شد (۲۱). برنامه تمرینی شامل ۵ دقیقه گرم کردن، ۵۰ دقیقه تمرینات عصبی-عضلانی همراه با تمرینات تنفسی، و ۵ دقیقه سرد کردن بود. شدت تمرین با استفاده از مقیاس Borg CR10 پایش شد (۲۲)، به طوری که شرکت‌کنندگان سطح درک شده فشار تمرین (RPE) را در محدوده ۳ تا ۵، معادل شدت متوسط، حفظ کردند. تمرینات طی چند هفته و به صورت تدریجی از نظر شدت و پیچیدگی اجرا شدند. تمامی تمرینات تحت نظارت پژوهشگر انجام گرفت. کلیه جلسات تحت نظر فیزیوتراپیست‌های دارای مجوز و با نسبت تقریبی یک درمانگر به هفت شرکت‌کننده برگزار شد. درمانگران به صورت پیوسته بازخوردهای کلامی و لمسی ارائه می‌دادند و پیش از آغاز هر مرحله جدید، هم‌راستایی بدن و الگوی تنفس دیافراگمی را کنترل می‌کردند. افزون بر این، جزئیات تمرین‌های انجام‌شده در فرم‌های ثبت جلسات درج می‌شد.

مطابق با اصول تمرینات عصبی-عضلانی، برنامه تمرینی شامل تنفس دیافراگمی، حرکت Baby Rock (وضعیت طاقباز ۹۰-۹۰)، وضعیت دمر، حرکات غلت زدن، پهلو خوابیده، نشستن مایل، وضعیت سه‌پایه (Tripod)، زانو زدن و اسکوات بود (جدول ۱). در هفته نخست، تمرکز اصلی بر آموزش و تمرین الگوهای حرکتی پایه قرار داشت و در هفته‌های بعد، سطح دشواری تمرینات از طریق افزودن تدریجی وظایف حرکتی جدید افزایش یافت. در ابتدای هر تمرین، پژوهشگر نحوه اجرای صحیح حرکات را آموزش داده و سپس بر اجرای درست تمرینات توسط شرکت‌کنندگان نظارت مستمر داشت. ارزیابی پیامدها در تمامی مراحل پژوهش نسبت به تخصیص گروه‌ها کور بود. به منظور پیشگیری از آسیب‌های احتمالی طی تمرینات عصبی-عضلانی و آزمون بالا و پایین رفتن از پله، یک دوره گرم کردن ۵ دقیقه‌ای استاندارد برای هر فرد پیش از شروع آزمون اصلی اجرا شد. برای آماده‌سازی محل قرارگیری الکترودها موهای ناحیه موردنظر تراشیده شد و پوست با استفاده از پنبه طبی آغشته به الکل تمیز گردید. به منظور کاهش مقاومت الکتریکی پوست، از ژل رسانا استفاده شد (جدول ۲).

برای ارزیابی فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در یک فعالیت عملکردی پویا، آزمون بالا و پایین رفتن از پله به کار گرفته شد. این آزمون به دلیل آن که نمونه‌ای از یک فعالیت روزمره محسوب می‌شود و به هماهنگی عصبی-عضلانی، تعادل و کنترل حرکتی قلیل توجهی در لندام تحتانی نیاز دارد، انتخاب گردید. آزمون شامل یک پله استاندارد با ارتفاع تقریبی ۱۷ تا ۲۰ سانتی‌متر بود (۲۳). شرکت‌کنندگان آزمون را با سرعت طبیعی و خودانتخابی انجام دادند. پیش از شروع ثبت داده‌ها، نحوه صحیح اجرای آزمون برای شرکت‌کنندگان توضیح داده شد و چند تکرار تمرینی جهت آشنایی با آزمون انجام گرفت. شرکت‌کنندگان در وضعیت ایستاده، با پای غالب شروع به حرکت کردند. آزمون در دو فاز مجزا فاز بالا رفتن از پله (Stair Ascent) و فاز پایین آمدن از پله (Stair Descent) ثبت و با استفاده از نرم‌افزار دیتالایت تحلیل شد (۲۴).

داده‌های الکترومیوگرافی

ابتدا شرکت‌کنندگان در محیط آزمایشگاه با تجهیزات بیومکانیکی ارزیابی حرکت، پروتکل‌های کاری و شیوه‌ی صحیح اجرای آزمون آشنا شدند. پای غالب عملکردی با استفاده از پرسش از خود فرد و نیز مشاهده‌ی پای که برای شوت‌زنی به توپ استفاده می‌شود، تعیین گردید. تمامی شرکت‌کنندگان پای راست غالب داشتند (۲۵). برای اندازه‌گیری شاخص‌های آنروپومتریکی از قدسنج دیجیتال ایستاده و ترازوی هوشمند استفاده شد. سنجش فعالیت عضلات با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی ۸ کاناله T350 از شرکت Biometrics Ltd نیوپورت، انگلستان و الکترودهای سطحی دو قطبی به صورت جفت

جدول ۱. هشت هفته تمرینات تثبیت کننده‌ی عصبی عضلانی پویا (DNS)

تمرینات	هفته‌ها	توضیحات و تمرکز اصلی	ست × تکرار / مدت زمان
تنفس دیافراگمی Diaphragmatic (Breathing)	۱-۲	در وضعیت‌های طاق‌باز و نشسته، تمرکز بر انبساط ۳۶۰ درجه‌ای دیواره شکم و بخش تحتانی قفسه سینه بدون حرکت رو به بالای قفسه سینه باشد. هدف از این تمرین، دستیابی به سطح بهینه فشار درون شکمی (IAP) است.	۳ ست × ۱۰ تنفس
حرکت نوزاد (Baby Rock)		در وضعیت طاق‌باز قرار گرفته و مفاصل لگن و زانو را در زاویه ۹۰ درجه تنظیم کنید. ضمن حفظ پایداری ستون فقرات کمری و تماس کمر با سطح زمین، الگوی تنفس باید به صورت کنترل شده اجرا شود. داشتن ۳۰ ثانیه	۳ ست × ننگه
در حالت دمر روی آرنج (Prone on Elbows)		از وضعیت دمر، بالاتنه را با تکیه بر آرنج‌ها بالا آورده و بر حفظ راستای کشیده و خنثی ستون فقرات تأکید شود. از افزایش بیش از حد قوس کمری و بروز جداسدگی کتف‌ها (اسکاپولار و اینگینگ) پیشگیری گردد. داشتن ۳۰ ثانیه	۳ ست × ننگه
غلتیدن (Rolling)	۳-۴	چرخش تنه باید از ناحیه مرکزی بدن و با استفاده از فشار درون شکمی و فعالیت عضلات مایل شکمی آغاز شود، نه از طریق اعمال نیرو توسط اندام‌های فوقانی یا تحتانی. انتقال حرکت بین وضعیت طاق‌باز و دمر لازم است به صورت نرم، پیوسته و کنترل شده انجام گیرد.	۲ ست × ۸-۱۰ غلت به هر طرف
طاق‌باز جانبی و نشستن مایل (Side Lying & Oblique Sit)	۵-۶	تثبیت تنه در صفحه فرونتال مدنظر قرار گیرد. پیشرفت تمرین از وضعیت طاق‌باز جانبی به حالت نشستن مایل انجام شود، به گونه‌ای که بدن با اتکا بر یک دست حمایت شده و لگن از سطح زمین بلند شود.	۳ ست × ننگه داشتهن ۲۰-۳۰ ثانیه برای هر سمت
حالت سه‌پایه (Tripod Position)		در ادامه، تمرین با تکیه بر دو دست و یک پا یا زانو انجام شده و الگوهای حمایتی متقابل توسعه داده شوند؛ به طوری که هم‌انقباضی عضلات پایدار کننده شانه و لگن در سمت تکیه گاه مورد تأکید قرار گیرد.	۳ ست × ننگه داشتهن ۲۰ ثانیه برای هر سمت
از زانو زدن تا اسکوات (Kneeling to Squat)		تمرین انتقال از وضعیت زانو زدن بلند (High Kneeling) به اسکوات عمیق اجرا شود، در حالی که بالاتنه راست، ستون فقرات در وضعیت خنثی و فشار درون شکمی (IAP) به طور پایدار حفظ می‌شود.	۲ ست × ۱۰-۱۲ تکرار
بلند شدن چک (Czech Get Up - بخش جزئی)	۷-۸	در نهایت، انتقال نرم و کنترل شده بین وضعیت‌های پایه‌ای رویکرد DNS (برای مثال از طاق‌باز به نشستن مایل و سپس وضعیت سه‌پایه) تمرین گردد. تمرکز اصلی باید بر کیفیت اجرا و کنترل دقیق هر مرحله از حرکت باشد.	۲ ست × ۳-۵ انتقال برای هر سمت

توضیح: تمرینات ذکر شده نشان‌دهنده‌ی وضعیت‌های رشدی کلیدی هستند که در هر مرحله معرفی و تمرین می‌شوند. یک جلسه اصلی معمولاً حدود ۵۰ دقیقه طول می‌کشد و شامل مجموعه‌ای از این تمرینات است که به تدریج از نظر پیچیدگی پیشرفت می‌کند، همان‌طور که در مراحل مختلف برنامه توضیح داده شده است.

جدول ۲. الکتروگذارای عضلات بر اساس پروتکل سنیم

عضله	محل قرارگیری الکتروود بر اساس پروتکل سنیم
تیبیالیس آنتریور	۳۰ درصد بالای خط بین نوک استخوان
گاستروکنمیوس داخلی	برجسته‌ترین بخش داخلی عضله
وستوس لترالیس	در دو سوم مسیر خط از خار قدامی فوقانی ایلیاک تا سمت جانبی کشکک
وستوس مدیالیس	در ۸۰ درصد مسیر خط بین خار قدامی فوقانی ایلیاک و فضای مفصلی جلوی مرز قدامی لیگامنت داخلی
رکتوس فموریس	در ۵۰ درصد مسیر خط از خار قدامی فوقانی ایلیاک تا قسمت بالایی کشکک
سمی تندینوس	در ۵۰ درصد مسیر خط بین ایسکیال توبریستی و اپی‌کندیل داخلی تیبیا
بایسپس فموریس	در ۵۰ درصد مسیر خط بین ایسکیال توبریستی و اپی‌کندیل خارجی تیبیا
گلو تئوس مدیوس	در ۵۰ درصد مسیر خط از کریستا ایلیاک تا تروکانتر

داده‌های الکترومایوگرافی، مقدار ریشه میانگین مربعات (RMS) هر عضله بر مقدار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) همان عضله تقسیم و سپس در ۱۰۰ ضرب شد و فعالیت عضلانی برای هر عضله به صورت درصد MVIC گزارش گردید (۲۶). برای تعیین محل دقیق قرارگیری الکتروودها، از لمس لندمارک‌های استخوانی و انجام انقباضات

الکتروودهای سطحی با قطر ۱۱ میلی‌متر، فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز، امپدانس ورودی ۱۰۰ میلی اهم استفاده شد. فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و ناچ فیلتر ۶۰ هرتز جهت فیلترکردن داده‌های خام الکترومایوگرافی انتخاب شدند (۱۱). نرخ نمونه‌برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر با ۱۰۰۰ هرتز بود. به منظور نرمال‌سازی

توده‌ی بدنی، شاخص درد و ارتفاع افت ناوی در قلب میانگین و انحراف استاندارد در جدول ۳ ارائه شده است. بر اساس یافته‌ها، نتایج آزمون مستقل نشان داد که بین مقادیر میانگین قد، وزن، سن، شاخص توده بدنی و ارتفاع افت ناوی افراد دو گروه درمان و کنترل، اختلاف معنادار آماری مشاهده نشد ($P > 0/05$). این نتایج نشان داد که دو گروه از نظر ویژگی‌های آنترپومتریک پایه همگن هستند. شاخص درد تنها متغیری بود که از لحاظ آماری تفاوت داشت ($P = 0/012$).

نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل داده‌های الکترومایوگرافی در جدول ۴ گزارش شده است. نتایج آزمون اندازه‌گیری‌های تکراری نشان داد که متغیرهایی مانند فعالیت الکتریکی عضلات گاستروکنمیوس در اثر عامل «زمان» ($d = 0/158, P < 0/032$) و گلوئتوس مدیوس در اثر عامل «زمان» ($d = 0/225, P < 0/009$)، فعالیت الکتریکی عضله سمی‌تندینوس در اثر تعاملی «زمان*گروه» ($d = 0/347, P < 0/001$) در فاز بالا رفتن از پله از نظر آماری اختلاف معناداری داشتند اما مابقی متغیرها از نظر آماری تفاوت معناداری نداشتند ($P > 0/05$).

همچنین متغیرهایی مانند فعالیت الکتریکی عضله رکتوس فموریس در اثر عامل «زمان» ($d = 0/347, P < 0/001$)، فعالیت الکتریکی عضله‌ی رکتوس فموریس در اثر عامل «گروه»

ایزومتریک عضلات استفاده شد. پس از شناسایی لندمارک‌ها، الکترودها هم‌راستا با جهت فیبرهای عضلانی نصب شدند (۲۷). مطابق با پروتکل SENIAM، الکترودهای سطحی برای ثبت سیگنال‌های الکتریکی بر روی عضلات منتخب شامل تیبیالیس آنتریور (TA)، گاستروکنمیوس (GC)، رکتوس فموریس (RF)، واستوس لترالیس (VL)، واستوس مدیالیس (VM)، بایسپس فموریس (BF)، سمی‌تندینوس (ST) و گلوئتوس مدیوس (GlutM) قرار داده شدند (۲۸).

تحلیل داده

جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از آمار توصیفی استفاده شد. برای بررسی توزیع نرمال داده‌ها از آزمون Shapiro-Wilk استفاده شد و نرمال بودن داده‌ها تأیید گردید. سطح معناداری ($P \leq 0/05$) بود. برای تحلیل آماری داده‌ها، از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری نیز با تست تعقیبی بونفرونی در سطح معناداری ($P \leq 0/05$) برای متغیرهایی که طی پیش آزمون اختلاف معنادار نداشتند استفاده گردید (۲۹). سطح معنی‌داری $\alpha = 0/05$ تعیین شد.

یافته‌ها

ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها شامل سن، قد، وزن، شاخص

جدول ۳. داده‌های دموگرافیک آزمودنی‌های شرکت‌کننده در مطالعه

متغیر	گروه درمان	گروه کنترل	سطح معنی‌داری
سن (سال)	24/26 ± 1/03	24/20 ± 1/37	0/882
قد (سانتی‌متر)	177/13 ± 2/69	177/80 ± 3/18	0/541
وزن (کیلوگرم)	76/86 ± 3/62	77/66 ± 3/69	0/554
BMI (کیلوگرم در متر مربع)	24/50 ± 1/11	24/57 ± 1/16	0/862
شاخص درد (NRS)	2/13 ± 1/09	-	*0/012
افتادگی ناوی	1/18 ± 0/06	1/15 ± 0/08	0/411

*: سطح معنی‌داری $P < 0/05$

جدول ۴. مقایسه‌ی میانگین و انحراف استاندارد فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی طی بالا رفتن از پله در قبل و بعد از تمرین (درصدی از حداکثر انقباض ارادی)

مؤلفه‌ها	عضلات	گروه درمان		گروه کنترل		اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان*گروه
		پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون			
بالا رفتن	TA	25/09 ± 100/17	25/09 ± 100/17	23/46 ± 93/49	23/46 ± 93/49	(0/006) 0/681	(0/29) 0/370	(0/000) 0/976
	GC	30/78 ± 60/31	30/78 ± 60/31	32/19 ± 93/53	32/19 ± 93/53	(0/158) 0/32*	(0/41) 0/290	(0/000) 0/877
	VM	45/64 ± 75/02	45/64 ± 75/02	46/40 ± 36/63	46/40 ± 36/63	(0/30) 0/363	(0/115) 0/70	(0/002) 0/804
	VL	33/05 ± 64/92	33/05 ± 64/92	32/53 ± 55/91	32/53 ± 55/91	(0/2) 0/458	(0/02) 0/809	(0/001) 0/818
	RF	23/66 ± 66/27	23/66 ± 66/27	12/07 ± 69/55	12/07 ± 69/55	(0/111) 0/77	(0/107) 0/82	(0/23) 0/428
	ST	23/29 ± 59/38	23/29 ± 59/38	39/47 ± 90/96	39/47 ± 90/96	(0/000) 0/909	(0/16) 0/505	(0/347) 0/001*
	BF	13/69 ± 96/97	13/69 ± 96/97	15/01 ± 89/80	15/01 ± 89/80	(0/17) 0/491	(0/41) 0/290	(0/002) 0/806
	GlutM	11/50 ± 51/88	11/50 ± 51/88	9/31 ± 50/09	9/31 ± 50/09	(0/225) 0/009*	(0/16) 0/503	(0/067) 0/173

*: سطح معنی‌داری $P < 0/05$

جدول ۵. مقایسه‌ی میانگین و انحراف استاندارد فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی طی پایین آمدن از پله در قبل و بعد از تمرین (درصدی از حداکثر انقباض ارادی)

مؤلفه‌ها	عضلات	گروه درمان		گروه کنترل		اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان*گروه
		پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون			
پایین آمدن	TA	۳۶/۹۸ ± ۶۵/۳۶	۲۵/۵۲ ± ۶۱/۷۷	۴۶/۱۹ ± ۷۳/۲۶	۲۹/۹۰ ± ۵۲/۹۲	(۰/۰۹۹)۰/۰۹۵	(۰/۰۰۰)۰/۰۹۶۶	(۰/۰۵۱)۰/۲۳۷
	GC	۳۸/۳۲ ± ۷۴/۷۶	۲۸/۶۴ ± ۷۴/۸۹	۴۲/۸۰ ± ۵۷/۲۳	۴۴/۶۷ ± ۸۷/۹۲	(۰/۰۶۷)۰/۱۷۲	(۰/۰۰۲)۰/۰۸۱۶	(۰/۰۶۶)۰/۱۷۵
	VM	۴۵/۴۵ ± ۶۰/۱۶	۵۶/۷۱ ± ۹۱/۲۰	۳۸/۰۴ ± ۵۲/۳۷	۳۷/۷۸ ± ۵۷/۶۹	(۰/۰۶۹)۰/۱۶۷	(۰/۱۲۱)۰/۰۰۶۳	(۰/۰۳۵)۰/۳۲۵
	VL	۲۲/۱۵ ± ۶۶/۷۲	۳۳/۶۷ ± ۷۲/۴۳	۱۴/۴۵ ± ۵۱/۹۴	۳۳/۵۹ ± ۴۶/۹۴	(۰/۰۰۰)۰/۰۹۵۵	(۰/۱۹۶)۰/۰۰۱۵*	(۰/۰۲۵)۰/۴۰۷
	RF	۱۴/۲۰ ± ۳۲/۷۸	۲۰/۸۲ ± ۴۴/۴۴	۷/۱۳ ± ۲۱/۵۳	۱۲/۸۹ ± ۲۹/۰۶	(۰/۳۴۷)۰/۰۰۰۱*	(۰/۲۲۶)۰/۰۰۰۹*	(۰/۰۲۴)۰/۴۲۰
	ST	۱۶/۶۴ ± ۴۴/۳۵	۴۰/۰۱ ± ۳۹/۴۳	۱۶/۲۳ ± ۲۹/۸۶	۱۵/۴۷ ± ۳۱/۰۵	(۰/۰۰۵)۰/۰۷۰۸	(۰/۰۷۹)۰/۱۳۹	(۰/۰۱۴)۰/۵۳۹
	BF	۲۰/۶۷ ± ۴۱/۸۵	۲۶/۸۲ ± ۳۹/۴۶	۱۳/۷۶ ± ۳۲/۴۸	۱۰/۳۷ ± ۲۷/۰۷	(۰/۰۸۴)۰/۱۲۵	(۰/۰۹۳)۰/۱۰۷	(۰/۰۱۳)۰/۵۴۳
	GlutM	۲۱/۹۶ ± ۳۹/۲۸	۲۰/۱۲ ± ۳۴/۰۴	۱۷/۰۳ ± ۳۶/۹۱	۹/۴۳ ± ۲۷/۶۸	(۰/۱۱۹)۰/۰۰۶۶	(۰/۰۲۳)۰/۰۴۲۲	(۰/۰۱۰)۰/۰۶۰۲

*: سطح معنی‌داری $P < ۰/۰۵$

حرکتی و افزایش پایداری عملکردی در افراد مبتلا به کمردرد باشد (۳۰). این یافته با توجه به نقش حیاتی عضلات همسترینگ در کنترل وضعیت لگن و ثبات دینامیک زنجیره حرکتی اندام تحتانی، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است.

در سایر عضلات مورد بررسی، علی‌رغم مشاهده تغییرات درون‌گروهی یا بین‌گروهی، عدم معناداری اثر تعاملی نشان‌دهنده آن است که نمی‌توان این تغییرات را به طور قطع به اثربخشی تمرینات DNS نسبت داد. این یافته‌ها صرفاً بیانگر روندهای زمانی یا تفاوت‌های ساختاری بین دو گروه هستند. برای مثال، در فاز بالا رفتن از پله، تغییرات درون‌گروهی (پیش‌آزمون به پس‌آزمون) برای عضلات گاستروکنمیوس ($P = ۰/۰۳۲$)، گلوئوس مدیوس ($P = ۰/۰۰۹$) و رکتوس فموریس مشاهده شد. همچنین در فاز پایین آمدن از پله، تغییرات درون‌گروهی برای عضلات رکتوس فموریس و وستوس لترالیس ($P = ۰/۰۱۵$) معنادار بود. در مورد عضله رکتوس فموریس در فاز فرود، اثر زمان ($P > ۰/۰۰۱$) و اثر گروه ($P > ۰/۰۰۹$) معنادار بودند، اما عدم معناداری اثر تعاملی (زمان*گروه) تأیید می‌کند که اگرچه هر دو گروه در طول زمان افزایش فعالیت داشته‌اند و میانگین کلی دو گروه با هم متفاوت است، نمی‌توان نتیجه گرفت که تمرینات DNS علت این تغییر بوده است. این افزایش می‌تواند ناشی از عواملی مانند تکرار آزمون، یادگیری، یا سایر متغیرهای مداخله‌گر باشد. بنابراین، این یافته‌ها نمی‌توانند به عنوان دلیلی بر اثربخشی تمرینات DNS تلقی شوند. نقش عضله رکتوس فموریس در کنترل اکستریک زانو و جذب نیرو در حین پایین آمدن از پله یک تبیین فیزیولوژیک است، اما در غیاب اثر تعاملی، نمی‌توان این تبیین را به اثر تمرین مرتبط دانست (۳۱).

در مجموع، الگوهای مشاهده شده در این مطالعه، به‌ویژه اثر تعاملی معنادار در عضله سمی‌تندینوس، با مبنای نظری تمرینات DNS همخوانی داشت. تمرینات ثبات عصبی-عضلانی پویا که بر

($P < ۰/۰۰۹$, $d = ۰/۲۲۶$) و وستوس لترالیس، در اثر عامل «گروه» ($P < ۰/۰۱۵$, $d = ۰/۱۹۶$) طی پایین آمدن از پله در این عضلات معنادار بود. در سایر عضلات هیچ‌گونه اثر معناداری مشاهده نشد ($P > ۰/۰۵$) (جدول ۵).

بحث

هدف اصلی پژوهش حاضر، تعیین اثر یک دوره تمرینات ثبات عصبی-عضلانی پویا بر تغییرات دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در افراد مبتلا به کمردرد همراه با پرونیشن پا طی تکلیف عملکردی بالا و پایین رفتن از پله بود. بر اساس تحلیل‌های آماری، مهم‌ترین و قابل‌استنادترین یافته این مطالعه، مشاهده اثر تعاملی معنادار برای عضله سمی‌تندینوس در فاز بالا رفتن از پله ($P = ۰/۰۰۱$) بود. این بدان معناست که تغییرات این عضله در گروه تمرین نسبت به گروه کنترل به طور معناداری متفاوت بوده و این تفاوت را می‌توان به مداخله تمرینی نسبت داد. در سایر متغیرها، علیرغم مشاهده اثرات معنادار زمان یا گروه، عدم معناداری اثر تعاملی امکان نتیجه‌گیری قطعی در مورد اثربخشی تمرین را فراهم نمی‌کند.

نتایج مطالعه نشان داد که در فاز بالا رفتن از پله، دامنه فعالیت الکتریکی عضله سمی‌تندینوس در گروه تمرین نسبت به گروه کنترل تغییر معناداری یافت ($d = ۰/۳۴۷$ و $P = ۰/۰۰۱$). این یافته با مطالعات پیشین هم‌سو است که نقش کلیدی سمی‌تندینوس را در بهبود کنترل عصبی-عضلانی پس از تمرینات ثباتی گزارش کرده‌اند. به نظر می‌رسد، مداخله‌ی تمرینی DNS موجب بازسازی‌دهی وابسته به فاز حرکت در الگوی فعال‌سازی همسترینگ شده است. کاهش دامنه فعالیت این عضله در فاز صعود می‌تواند نشان‌دهنده بهبود کارایی عصبی-عضلانی و تعدیل استراتژی حرکتی در گروه کمردرد باشد، به‌گونه‌ای که عضله سمی‌تندینوس با الگوی بهینه‌تری در کنترل اندام تحتانی مشارکت می‌کند. این تغییر می‌تواند نشان‌دهنده بهبود الگوهای

افزایش پایداری حرکتی در این جمعیت بالینی را دارا هستند. البته تأیید قطعی این نتایج نیازمند انجام مطالعات گسترده‌تر با دوره‌های پیگیری بلندمدت‌تر است. با وجود دستاوردهای ارزشمند این مطالعه، برخی محدودیت‌ها نیز وجود داشت. اول، عدم همسان‌سازی گروه‌ها از نظر وجود کمردرد به‌عنوان یکی از مهم‌ترین محدودیت‌های این پژوهش محسوب می‌شود. دوم جامعه‌ی آماری پژوهش حاضر صرفاً شامل مردان ورزشکار دارای پرونیشن پا، با و بدون کمردرد بود؛ سوم عدم پیگیری اثرات بلندمدت تمرینات ثابت عصبی-عضلانی پویا بر شاخص‌های عملکردی و شدت درد در بازه‌های زمانی مختلف از دیگر محدودیت‌های پژوهش محسوب می‌شود. چهارم، در این مطالعه، سایر شاخص‌های سیگنال الکترومایوگرافی، از جمله پارامترهای فرکانسی و الگوهای هم‌انقباضی عضلات، مورد بررسی قرار نگرفتند که می‌تواند در پژوهش‌های آینده مدنظر قرار گیرد.

پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده، ضمن همسان‌سازی دقیق‌تر گروه‌ها از نظر وضعیت کمردرد و کنترل متغیرهای مداخله‌گر مرتبط، از نمونه‌های بزرگ‌تر و متنوع‌تر استفاده شده و دوره‌های پیگیری بلندمدت برای ارزیابی پایداری اثرات تمرینات در نظر گرفته شود.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله نویسندگان مقاله مراتب تشکر و قدردانی خود را از تمامی آزمودنی‌هایی که با همکاری صمیمانه در اجرای این پژوهش مشارکت داشتند، ابراز می‌دارند. همچنین از مسئولان محترم آزمایشگاه که در فراهم‌سازی امکانات لازم برای انجام این تحقیق همکاری کردند، صمیمانه سپاسگزاری می‌شود.

مبنای حرکت‌شناسی تکاملی شکل گرفته‌اند (۳۲). با هدف بازیابی الگوهای حرکتی ایده‌آل برای سیستم اعصاب مرکزی طراحی می‌شوند (۳۳). به نظر می‌رسد این تمرینات توانسته‌اند از طریق بهبود هماهنگی عصبی-عضلانی و بازآموزی حسی عمقی، بر الگوی فعالیت عضله سمی‌تندینوس تأثیر بگذارند. علاوه بر این، باید توجه داشت که توزیع زمانی متفاوت فازهای اتکا و نوسان در بالا رفتن (۶۶٪ اتکا) و پایین آمدن (۶۰٪ اتکا) از پله (۳۴) و همچنین اختلال در کنترل عصبی-عضلانی ناشی از کمردرد و پرونیشن پا (۳۵)، می‌تواند توجه‌کننده‌ی پاسخ‌های متفاوت عضلات در این دو فاز باشد. لازم به تأکید است که مطابق با یافته‌های پیشین، تنها تغییر مشاهده‌شده در عضله‌ی سمی‌تندینوس طی فاز بالا رفتن را می‌توان ناشی از اعمال مداخله تمرینی دانست.

نتیجه‌گیری

یافته‌های این مطالعه نشان داد که اجرای هشت هفته تمرینات تثبیت‌کننده‌ی عصبی-عضلانی پویا با تغییر در الگوی فعال‌سازی برخی عضلات کلیدی اندام تحتانی در افراد مبتلا به کمردرد همراه با پرونیشن پا طی فعالیت‌های عملکردی نظیر بالا و پایین رفتن از پله همراه بوده است. به نظر می‌رسد تغییرات مشاهده‌شده در عضلاتی نظیر گاستروکنمیوس، رکتوس فموریس، واستوس لترلیس، سمی‌تندینوس و گلوئوس مدیوس تا حدی بیانگر بهبود کنترل عصبی-عضلانی و تعدیل استراتژی‌های حرکتی در این بیماران پس از مداخله تمرینی است. با توجه به یافته‌های حاضر، می‌توان چنین استنباط کرد که تمرینات DNS پتانسیل لازم برای استفاده به‌عنوان یک رویکرد توانبخشی مؤثر در جهت بهبود عملکرد اندام تحتانی و

References

1. Sadeghi M, Esmaili H. Stance phase characteristics and asymmetry in females with low back pain. *J Rehabil Sci Res* 2023; 10(4): 188-93.
2. Turci AM, Nogueira CG, Carrer HCN, Chaves TC. Self-administered stretching exercises are as effective as motor control exercises for people with chronic non-specific low back pain: a randomised trial. *J Physiother* 2023; 69(2): 93-9.
3. Sori F, Yalfani A, Ahmadi M, Asgarpoor A. The effect of adding pain neuroscience education to motor control exercises in water and dry environments on plantar pressure distribution symmetry in women with non-specific chronic low back pain: a clinical trial [in Persian]. *J Rafsanjan Univ Med Sci* 2025; 23(12): 1076-92.
4. Mortazavi J, Zebardast J, Mirzashahi B. Low back pain in athletes. *Asian J Sports Med* 2015; 6(2): e24718.
5. Swärd L, Hellström M, Jacobsson B, Nyman R, Peterson L. Disc degeneration and associated abnormalities of the spine in elite gymnasts: a magnetic resonance imaging study. *Spine (Phila Pa 1976)* 1991; 16(4): 437-43.
6. Kazi J, Malawade D. Comparing the effect of lumbar stabilization exercise with and without motor control training on pain and function in individuals with chronic low back pain among sewing machine operators. *International Journal of Environmental Sciences*. 2025; 11(23): 4189-94.
7. Menz HB, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Hannan MT. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. *Rheumatology (Oxford)* 2013; 52(12): 2275-82.
8. Saleh O, Sweif R, Abdallah A. Immediate effect of anti-pronation foot taping on myoelectric activity of knee muscles in patellofemoral pain syndrome: a randomised controlled trial. *Physiotherapy Quarterly* 2024; 32(2): 39-47.

9. Moezy A, Malai S, Dadgostar H. The correlation between mechanical low back pain and foot overpronation in patients referred to Hazrat Rasool Hospital. *Pars J Med Sci* 2022; 14(4): 51–61.
10. Brantingham JW, Adams KJ, Cooley JR, Globe D, Globe G. A single-blind pilot study to determine risk and association between navicular drop, calcaneal eversion, and low back pain. *J Manipulative Physiol Ther* 2007; 30(5): 380–5.
11. Farahpour N, Jafarnejadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2018; 39: 35–41.
12. Mantashloo Z, Sadeghi H, Khaleghi Tazji M. The effect of foot pronation on postural control of body and electrical activity of selected ankle muscles during V-Cut motion [in Persian]. *J Sport Biomech* 2017; 2(4): 61–9.
13. Torabi Z, Norasteh A, Mottaghtalab M. The effect of dynamic neuromuscular stability (dns) exercises on knee functional tests in female athletes. *Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation* 2024; 13(2): 51–62.
14. Smidt N, de Vet HC, Bouter LM, Dekker J. Effectiveness of exercise therapy: a best-evidence summary of systematic reviews. *Aust J Physiother* 2005; 51(2): 71–85.
15. Fakhri Mirzanagh E, Jafarnejadgero A, Bolboli L. Impact of medicine ball training on amplitude of electromyography activity in back pain patients during gait [in Persian]. *J Kerman Univ Med Sci* 2025; 32: 1-6.
16. Jafarnejadgero A, Heshmatizadeh S. Lower limb kinematic in low back pain patients with pronated foot before and after a selected training protocol during walking [in Persian]. *Anesthesiology and Pain* 2019; 9(4): 89–99.
17. Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang A-G. Statistical power analyses using G* Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. *Behav Res Methods* 2009; 41(4): 1149–60.
18. Williamson A, Hoggart B. Pain: a review of three commonly used pain rating scales. *J Clin Nurs* 2005; 14(7): 798–804.
19. Yalfani A, Khani MM, Ahmadi M, Asgarpoor A. The effect of core stability exercises combined with abdominal hollowing on postural balance in patients with non-specific chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Physical Treatments: Specific Physical Therapy Journal*. 2023;13(3): 165-74.
20. Ghadehri K, Jafarnejadgero A, Dehghani M. Effect of long-term sand training on the electrical activity of lower limb muscles in men with foot pronation during walking: a randomized clinical trial [in Persian]. *J Guilan Univ Med Sci* 2025; 34(1): 80–91.
21. Mahdieh L, Zolaktaf V, Karimi MT. Effects of dynamic neuromuscular stabilization (DNS) training on functional movements. *Hum Mov Sci* 2020; 70: 102568.
22. Zamunér AR, Moreno MA, Camargo TM, Graetz JP, Rebelo AC, Tamburís NY, et al. Assessment of subjective perceived exertion at the anaerobic threshold with the Borg CR-10 scale. *J Sports Sci Med* 2011; 10(1): 130-6.
23. Wang X, Wang Z, Adams R, Gao Y, Lyu J, Han J. Effects of stair riser height on ankle proprioception in individuals with and without chronic ankle stability. *Front Bioeng Biotechnol* 2025; 13: 1457233.
24. Jafarnejadgero AA, Anvari M, Granacher U. Long-term effects of shoe mileage on ground reaction forces and lower limb muscle activities during walking in individuals with genu varus. *Clin Biomech (Bristol)* 2020; 73: 55–62.
25. Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993; 18(4): 553–8.
26. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clin Biomech (Bristol)* 2009; 24(10): 833–41.
27. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10(5): 361–74.
28. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development*. 1999; 8(2): 13–54.
29. Coulombe D. Two-way ANOVA with and without repeated measurements, tests of simple main effects, and multiple comparisons for microcomputers. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers* 1984; 16(4): 397–8.
30. Geiger DE, Behrendt F, Schuster-Amft C. EMG muscle activation pattern of four lower extremity muscles during stair climbing, motor imagery, and robot-assisted stepping: a cross-sectional study in healthy individuals. *Biomed Res Int* 2019; 2019(1): 9351689.
31. Sun Y, Mei Q, Kou D, Liu J, Yang Y, Duan L, et al. Biomechanical analysis of stair walking patterns and their implications for knee health in young males. *Front Public Health*. 2025; 13: 1725056.
32. Tafazzol A, Arjmand N, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Lumbopelvic rhythm during forward and backward sagittal trunk rotations: Combined in vivo measurement with inertial tracking device and biomechanical modeling. *Clin Biomech (Bristol)* 2014; 29(1): 7–13.
33. Kuai S, Guan X, Zhou W, Zhang R, Ji R, Liao Z, et al. Continuous lumbar spine rhythms during level walking, stair climbing and trunk flexion in people with and without lumbar disc herniation. *Gait Posture* 2018; 63: 296–301.
34. Livingston LA, Stevenson JM, Olney SJ. Stairclimbing kinematics on stairs of differing dimensions. *Arch Phys Med Rehabil* 1991; 72(6): 398–402.
35. Abbas SJ, Abdulhassan ZM. Kinematic analysis of human climbing up and down stairs at different inclinations. *Eng Tech Journal, Part A* 2013; 31(8): 1556–66.

Effect of DNS Exercises on the Electromyographic Amplitude of Lumbo-Pelvic-Hip Complex Muscles in Athletes with Lumbopelvic Movement Dysfunction Syndrome and Foot Pronation During Stair Task

Shirin Aali¹, Farhad Rezazadeh², Hamed Sheikhalizadeh³, Nastaran Moradzade⁴,
Marjan Zareiyan⁵, Parsa Forghani⁶

Original Article

Abstract

Background: The stair task is a common daily motor activity that can have positive or negative effects on low back pain. The presence of lumbopelvic movement dysfunction syndrome combined with foot pronation may alter the electrical activity pattern of lower limb muscles. This study aimed to determine the effect of a dynamic neuromuscular stability training program on changes in the electromyographic activity amplitude of selected lower limb muscles in athletes with lumbopelvic movement dysfunction syndrome and foot pronation during the stair task.

Methods: In this randomized controlled trial, 28 athletes with a mean age of 24.26 ± 1.37 years suffering from lumbopelvic movement dysfunction syndrome with foot pronation participated. Participants were divided into two groups of 14: an intervention group and a control group. Surface electromyographic activity of eight selected muscles (Tibialis Anterior, Gastrocnemius, Vastus Medialis, Vastus Lateralis, Rectus Femoris, Semitendinosus, Biceps Femoris, and Gluteus Medius) was recorded and calculated during stair ascent and descent.

Findings: Significant differences were found between groups for time effects on Gastrocnemius ($P = 0.032$) and Gluteus Medius ($P = 0.009$) during stair ascent, and on Rectus Femoris ($P = 0.001$) during descent. Group effects were significant for Rectus Femoris ($P = 0.009$) during descent, and time \times group interaction was significant for Semitendinosus ($P = 0.001$) during ascent.

Conclusion: Dynamic neuromuscular stability exercises may improve the activation pattern of some key lower limb muscles in athletes with lumbopelvic movement dysfunction syndrome and foot pronation during functional activities such as stair ascent and descent.

Keywords: Pronation, Low Back Pain, Electromyography

Citation: Aali Sh, Rezazadeh F, Sheikhalizadeh H, Moradzade N, Zareiyan M, Forghani P. **Effect of DNS Exercises on the Electromyographic Amplitude of Lumbo-Pelvic-Hip Complex Muscles in Athletes with Lumbopelvic Movement Dysfunction Syndrome and Foot Pronation During Stair Task.** J Isfahan Med Sch 2026; 44(850): 108- 17.

1- Assistant Professor, Department of Physical Education, Farhangian University, Tehran

2- Assistant Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

3- PhD in Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

4- PhD student, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

5- PhD in Information Science and Epistemology, Faculty of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

6- Kinesiology Student, York University, Toronto, Ontario, Canada

Corresponding Author: Farhad Rezazadeh, Assistant Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran; Email: rezazadeh.farhad@uma.ac.ir