

تأثیر تمرینات نوروماسکولار بر طیف فرکانسی عضلات اندام تحتانی در افراد دارای سندرم اختلال حرکتی پرونیشن یا به همراه کمردرد حین دویدن

فرهاد رضازاده^۱، شیرین عالی^۲، پریناز فهیمی^۳، حامد شیخ علیزاده^۴، مرجان زارعیان^۵، پارسا فرقانی^۶

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: کمردرد مزمن همراه با پرونیشن پا، اغلب با الگوهای ناکارآمد عصبی-عضلانی در دویدن همراه است. این کارآزمایی با هدف بررسی تأثیر هشت هفته تمرینات تثبیت عصبی-عضلانی پویا بر شاخص‌های طیف فرکانسی عضلات منتخب اندام تحتانی طی دویدن انجام شد.

روش‌ها: ۲۸ مرد مبتلا به کمردرد مزمن (۲۲ تا ۲۵ سال) به صورت تصادفی در دو گروه تمرین (۱۴ نفر) و کنترل (۱۴ نفر) قرار گرفتند. گروه تمرین به مدت هشت هفته (سه جلسه در هفته) برنامه تمرینی تثبیت عصبی-عضلانی پویا را اجرا کرد. فعالیت الکتریکی عضلات با الکترومایوگرافی سطحی ثبت و شاخص‌های طیف فرکانسی در فازهای پاسخ بارگذاری، میانه اتکا و هل دادن طی دویدن تحلیل شد.

یافته‌ها: اثر زمان در فاز پاسخ بارگذاری بر فرکانس عضلات پهن خارجی، پهن داخلی، راست رانی، نزدیک کننده، نیم‌وتری و سرنی میانی معنادار بود ($P < 0.05$). در فاز میانه اتکا، فرکانس پهن داخلی ($P = 0.004$) و در فاز هل دادن، فرکانس پهن خارجی ($P = 0.020$) افزایش یافت. اثر تعاملی زمان*گروه در عضلات نعلی و پهن داخلی معنادار گزارش شد ($P < 0.05$)؛ به طوری که در پس‌آزمون، فرکانس این عضلات در گروه کنترل به‌طور معناداری بالاتر از گروه تجربی بود.

نتیجه‌گیری: پس از یک دوره هشت هفته‌ای، تغییرات معنادار وابسته به زمان در شاخص‌های طیف فرکانسی چند عضله کلیدی، به ویژه پهن داخلی (میانه اتکا) و پهن خارجی ران (هل دادن) مشاهده شد. همچنین، تفاوت بین گروهی در فاز هل دادن به نفع گروه کنترل بود، که نشان‌دهنده تغییرپذیری شاخص‌های طیف فرکانسی عضلات طی دویدن است.

واژگان کلیدی: کمردرد؛ پرونیشن؛ اندام تحتانی؛ الکترومایوگرافی؛ دویدن

ارجاع: رضازاده فرهاد، عالی شیرین، فهیمی پریناز، شیخ علیزاده حامد، زارعیان مرجان، فرقانی پارسا. تأثیر تمرینات نوروماسکولار بر طیف فرکانسی عضلات اندام تحتانی در افراد دارای سندرم اختلال حرکتی پرونیشن یا به همراه کمردرد حین دویدن. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۴؛ ۴۳ (۸۴۶): ۱۹۳۳-۱۹۴۲.

وارد می‌شوند (۲). نتایج مطالعات نشان می‌دهد که حدود یک‌سوم بیماران پس از گذشت یک سال همچنان درد متوسط و حدود ۱۵ درصد درد شدید را گزارش می‌کنند (۳، ۴). فراتر از تظاهرات بالینی درد، کمردرد مزمن با اختلال در عملکرد سیستم عصبی-عضلانی همراه است که به صورت تغییر در الگوی فعال‌سازی عضلات، کاهش دقت کنترل حرکتی و ناپایداری پاس‌چرال بروز می‌یابد (۵، ۶). افراد مبتلا به کمردرد مزمن معمولاً در هماهنگی بین عضلات تنه و اندام

مقدمه

کمردرد مزمن (Chronic low back pain) (CLBP)، یکی از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی-عضلانی در جوامع امروزی به شمار می‌رود و به‌عنوان یکی از مهم‌ترین علل ناتوانی عملکردی در بزرگسالان شناخته شده است (۱). شواهد اپیدمیولوژیک نشان می‌دهد که حدود ۸۰ درصد افراد حداقل یک بار در طول زندگی خود کمردرد را تجربه می‌کنند و بخش قابل توجهی از این افراد به مرحله مزمن شدن علائم

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

۲- استادیار، گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران.

۳- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده‌ی علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

۴- دکتری تخصصی 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، دانشکده سلامت، دانشگاه یورک، تورنتو، انتاریو، کانادا.

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

Email: rezazadeh.farhad@uma.ac.ir

روش‌ها

این مطالعه یک کارآزمایی تصادفی کنترل‌شده بود. پروتکل مطالعه توسط کمیته اخلاق دانشگاه محقق اردبیلی تحت کد اخلاق IR.UMA.REC.1402.051 بررسی و تأیید شد. همچنین در مرکز ثبت کارآزمایی بالینی ایران با کد IRCT20200912048696N2 به ثبت رسید. تمامی افراد مورد مطالعه، رضایت آگاهانه خود را برای شرکت در مطالعه اعلام کردند و حقوق آنها در طول مطالعه محفوظ ماند.

این کارآزمایی بالینی تصادفی کنترل‌شده بر روی ۲۸ مرد مبتلا به کمردرد مزمن (CLBP) در محدوده سنی ۲۲ تا ۲۵ سال از شهر اردبیل انجام شد. نمونه‌ها به صورت تصادفی انتخاب و سپس به روش تصادفی ساده به دو گروه تقسیم شدند. گروه تمرینات DNS (تعداد = ۱۴) و گروه کنترل (تعداد = ۱۴) تشکیل شد (جدول ۱). حجم نمونه بر اساس مطالعه‌های پیشین که در ارتباط جمعیت‌های دارای پرونیشن پا بررسی کرده بود محاسبه شد (۲۰). در این محاسبه با استفاده از نرم‌افزار G*Power نسخه ۳٫۱ استفاده شد تا اندازه‌ی اثر برابر ۰/۹۴، احتمال خطای نوع اول ۰/۰۵، احتمال خطای نوع دوم ۰/۲۰ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ برای متغیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد طبق مطالعه‌ی پیشین حاصل شود (۲۱). نمودار جریان CONSORT مراحل غربالگری، تصادفی‌سازی و تحلیل داده‌ها را در شکل (۱) نشان می‌دهد.

شرکت‌کنندگان واجد شرایط برای ورود به این مطالعه، افرادی بودند که حداقل سه ماه دچار کمردرد مزمن بودند، قادر به نشستن، ایستادن و راه رفتن بدون استفاده از وسایل کمکی بودند، ورزش منظم انجام نمی‌دادند، سابقه‌ی جراحی در تنه یا اندام‌های تحتانی نداشتند، از نظر عصبی-عضلانی و ارتوپدی سالم بودند و هیچ محدودیت فعالیت طبق توصیه پزشک نداشتند (۲۲). شرکت‌کنندگان با شرایط زیر از مطالعه حذف شدند: عدم تمایل به ادامه همکاری در طول دوره ارزیابی، وجود آسیب یا اختلالاتی که ارزیابی‌ها را با مشکل مواجه می‌کرد و نیز مصرف دارو به تجویز پزشک که اختلالات مرتبط با تعادل و عملکرد را در پی داشته بود. همچنین، شرکت‌کنندگانی که بیش از دو جلسه متوالی در برنامه تمرینی غیبت داشتند، از ادامه مشارکت در پژوهش کنار گذاشته شدند.

روند مطالعه به‌طور کامل برای شرکت‌کنندگان توضیح داده شد و رضایت‌نامه آگاهانه و کتبی مطابق با بیانیه هلسینکی دریافت شد (۲۳).

مداخله (پروتکل تمرینات DNS)

شرکت‌کنندگان به‌صورت تصادفی ساده به دو گروه کنترل و تمرین (DNS) تقسیم شدند. گروه کنترل فعالیت‌های روزمره خود را بدون تغییر ادامه دادند، در حالی که گروه مداخله به مدت ۸ هفته (۲۴ جلسه، هر جلسه ۶۰ دقیقه) تحت پروتکل تمرینات تثبیت

تحتانی دچار نقص هستند که این امر می‌تواند منجر به بروز الگوهای حرکتی جبرانی و ناکارآمد شود (۷-۹).

در میان عوامل مؤثر بر بروز و تداوم CLBP، عملکرد غیرطبیعی پا به‌عنوان یکی از علل بالقوه مورد توجه قرار گرفته است (۱۰، ۱۱). این عارضه با ایجاد زنجیره‌ای از تغییرات بیومکانیکی شامل افزایش چرخش داخلی اندام تحتانی و تیلت قدامی لگن، موجب تشدید نیروهای مکانیکی و تنش عضلانی در ناحیه کمر می‌گردد (۱۲، ۱۳). از این رو، پرونیشن بیش از حد پا در کنار سایر عوامل خطر می‌تواند به‌عنوان یکی از مؤلفه‌های مهم در ارزیابی عدم تعادل‌های حرکتی بیماران مبتلا به کمردرد مزمن مطرح گردد (۱۴). در این راستا، الکترومایوگرافی سطحی (sEMG) ابزاری کارآمد برای شناسایی این نقایص عصبی-عضلانی است (۱۵). مطالعاتی نظیر مطالعه Lima و همکاران به‌طوری که مطالعات پیشین تغییر در الگوی فعال‌سازی عضلات تنه و اندام تحتانی و نقص در هماهنگی زنجیره حرکتی را در بیماران CLBP حین فعالیت‌های عملکردی تأیید کرده‌اند (۱۶، ۱۷).

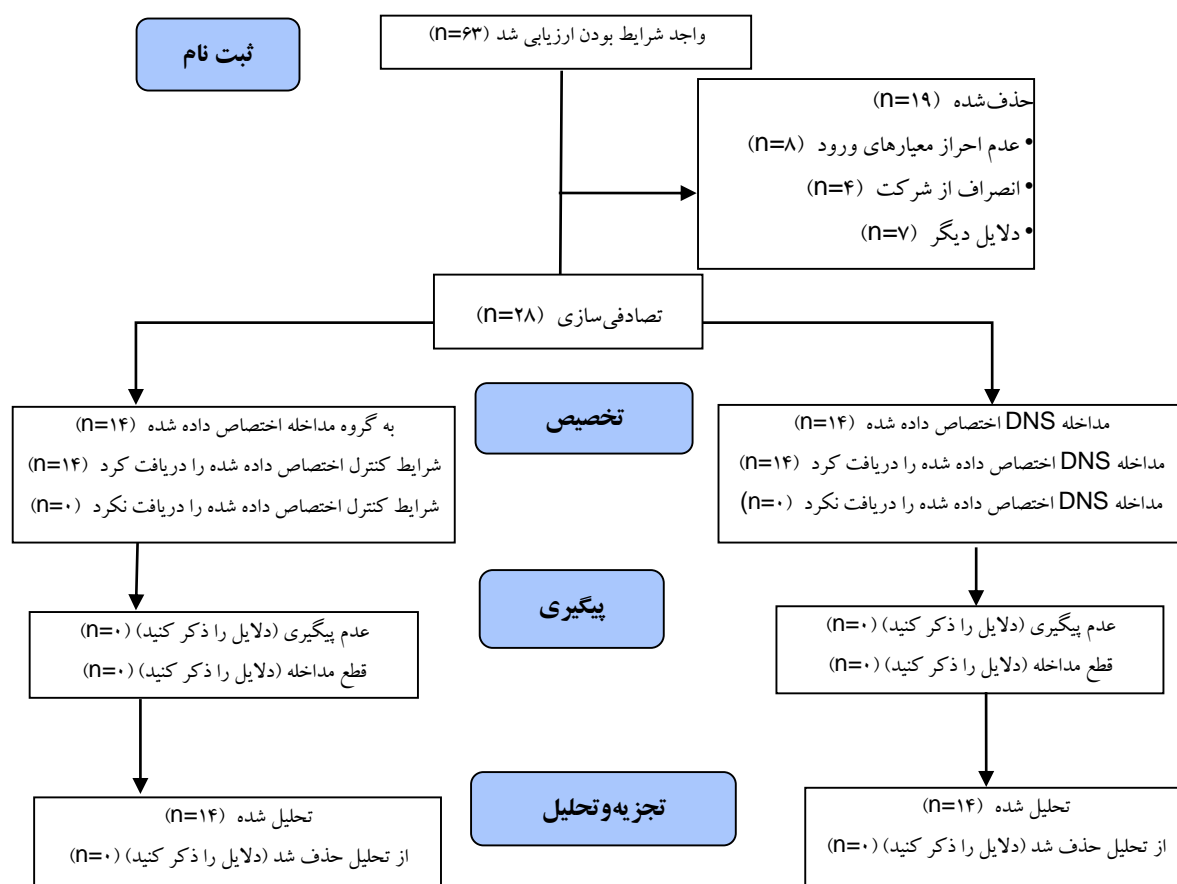
یکی از رویکردهای نوین مبتنی بر کنترل حرکتی، تمرینات تثبیت عصبی-عضلانی (Dynamic Neuromuscular Stabilization) IDNS است که بر اساس اصول کینزیولوژی تکاملی طراحی شده و هدف آن بازگرداندن الگوهای بهینه هماهنگی بین تنه و اندام‌ها از طریق فعال‌سازی هدفمند عضلات عمقی تثبیت‌کننده می‌باشد (۱۸). مطالعاتی مانند مطالعه Rabieezadeh و همکاران، نتیجه‌گیری کردند که یک دوره ۸ هفته‌ای تمرینات DNS می‌تواند درد، ناتوانی عملکردی و کیفیت زندگی را در افراد مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی بهبود بخشد (۱۹). با این حال شواهد مربوط به تأثیر این تمرینات بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی، به‌ویژه در طول دویدن، همچنان محدود است.

با وجود شواهد موجود درباره اثربخشی تمرینات مبتنی بر کنترل حرکتی در بهبود CLBP، بیشتر پژوهش‌ها بر شاخص‌های بالینی متمرکز بوده و تأثیر این مداخلات بر شاخص‌های عصبی-عضلانی، به‌ویژه در فعالیت‌های دینامیک مانند دویدن، کمتر بررسی شده است. همچنین، ویژگی‌های طیف فرکانسی سیگنال الکترومایوگرافی در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن همراه با پرونیشن بیش از حد پا کمتر مورد توجه قرار گرفته است. براین اساس، هدف پژوهش حاضر، بررسی اثر یک دوره هشت هفته‌ای تمرینات DNS بر طیف فرکانسی فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی افراد دارای کمردرد مزمن با پرونیشن بیش از حد پا در طی دویدن می‌باشد، تا از این طریق درک دقیق‌تری از سازوکارهای عصبی-عضلانی این مداخله و نقش آن در اصلاح الگوهای حرکتی فراهم گردد.

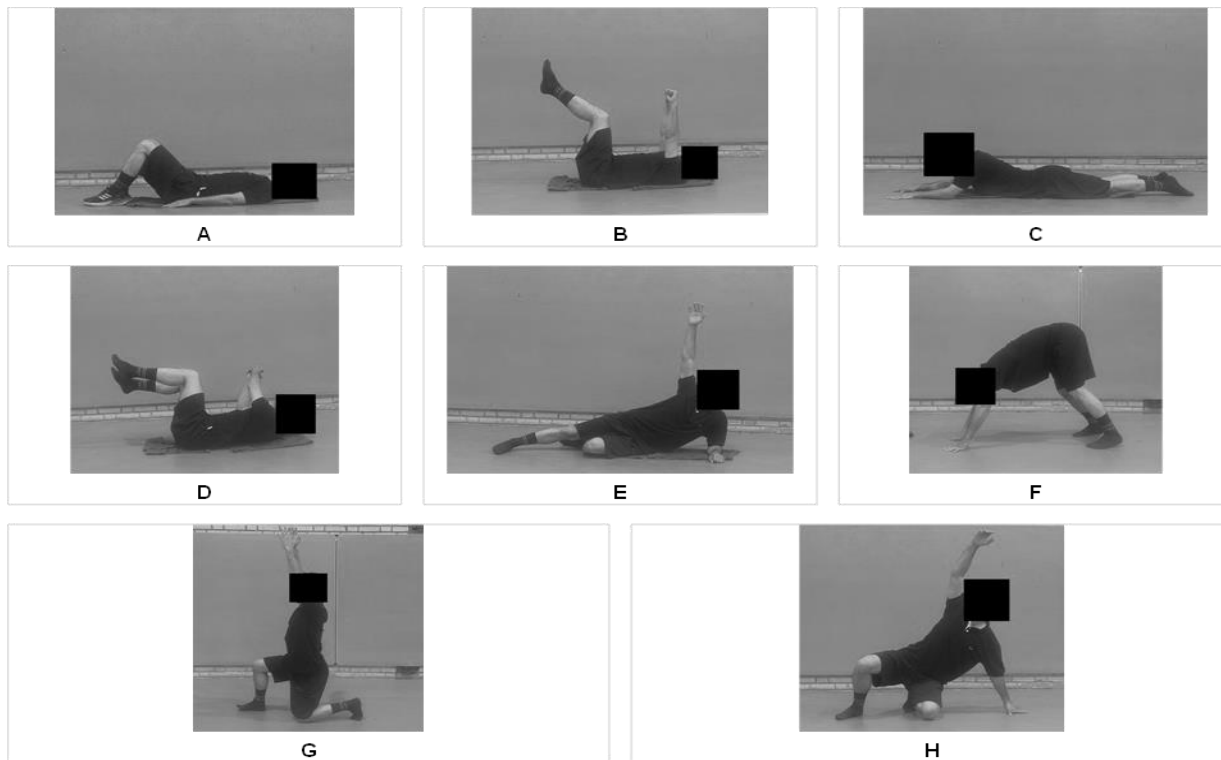
جدول ۱. هشت هفته تمرینات تثبیت کننده عصبی عضلانی پویا (DNS)

تمرینات	هفته‌ها	توضیحات و تمرکز اصلی	ست × تکرار / مدت زمان
تنفس دیاپراگمی (Diaphragmatic Breathing)	۱-۲	در وضعیت طاق باز و نشسته، بر گسترش ۳۶۰ درجه دیواره شکم و قفسه سینه تحتانی بدون بالا آمدن قفسه سینه تمرکز شود. هدف، ایجاد فشار درون شکمی (IAP) ایده آل است.	ست ۳ × ۱۰ تنفس
حرکت نوزاد (Baby Rock) - حالت طاق باز ۹۰-۹۰	۱-۲	در وضعیت طاق باز دراز بکشید، لگن و زانوها را در زاویه ۹۰ درجه قرار دهید. ستون فقرات کمری را ثابت نگاه دارید (کمر روی زمین بماند) و تنفس کنترل شده را حفظ کنید.	ست ۳ × نگاه داشتن ۳۰ ثانیه
در حالت دمر روی آرنج (Prone on Elbows)	۳-۴	از وضعیت دمر، بالاتنه را روی آرنج‌ها بلند کنید. بر حفظ ستون فقرات بلند و خنثی تمرکز کنید و از باز شدن بیش از حد کمر یا جدا شدن کتف‌ها (اسکاپولار و اینگینگ) جلوگیری نمایید. چرخش بدن را از مرکز (با استفاده از فشار درون شکمی و عضلات مایل شکم) آغاز کنید، نه با فشار دادن بازوها یا پاها. حرکت باید نرم و کنترل شده از حالت طاق باز به دمر و برعکس انجام شود.	ست ۳ × نگاه داشتن ۳۰ ثانیه ست ۲ × ۸-۱۰ غلت به هر طرف
غلتیدن (Rolling)	۳-۴	تثبیت تنه در صفحه فروتال. پیشرفت از حالت طاق باز جانبی به حالت «نشستن مایل» با تکیه بر یک دست و بلند کردن لگن از روی زمین.	ست ۳ × نگاه داشتن ۲۰-۳۰ ثانیه برای هر سمت
طاق باز جانبی و نشستن مایل (Side Lying & Oblique Sit)	۵-۶	تکیه بر دو دست و یک پا یا زانو. توسعه الگوهای حمایتی متقابل، با تمرکز بر هم انقباضی عضلات پایدارکننده شانه و لگن در سمت حمایت کننده.	ست ۳ × نگاه داشتن ۲۰ ثانیه برای هر سمت
از زانو زدن تا اسکوات (Kneeling to Squat)	۷-۸	تمرین انتقال از وضعیت زانو زدن بلند (High Kneeling) به اسکوات عمیق در حالی که بالاتنه صاف، ستون فقرات در وضعیت خنثی و فشار درون شکمی (IAP) پایدار حفظ می شود. تمرین انتقال نرم و کنترل شده میان وضعیت‌های پایه‌ای DNS (مثلاً از طاق باز به نشستن مایل تا سه پایه). تمرکز بر کیفیت و کنترل هر مرحله از حرکت است.	ست ۲ × ۱۰-۱۲ تکرار
بلند شدن چک (Czech Get Up - بخش جزئی)	۷-۸		ست ۲ × ۳-۵ انتقال برای هر سمت

تمرینات ذکر شده نشان‌دهنده 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 می‌کنند، همان‌طور که در مراحل مختلف برنامه توضیح داده شده است.



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.



شکل ۲. مجموعه تمرینات DNS و نکات کلیدی: (A) تنفس دیاфраگمی (در حالت خوابیده به پشت/نشسته): انقباض شکمی ۳۶۰ درجه: قفسه سینه خنثی. (B) بیبی راک (در حالت خوابیده به پشت ۹۰-۹۰ درجه): خنثی بودن کمری-لگنی: تنفس از راه بینی. (C) دمر روی آرنج: ستون فقرات بلند؛ کنترل کتف. (D) غلتیدن: چرخش تنه با هدایت بدن بدون هل دادن اندام. (E) دراز کشیدن به پهلو/نشستن مورب: پایداری تنه در صفحه جلویی؛ بلند کردن لگن. (F) سه پایه: پشتیبانی از سمت مقابل با انقباض همزمان شانه و لگن. (G) انتقال از زانو به چمباتمه: حفظ IAP در عمق. (H) بلند شدن چک (جزئی): انتقال نرم بین موقعیت‌های رشدی.

هرتز و ناچ فیلتر ۶۰ هرتز جهت فیلتر کردن داده‌های خام الکترومایوگرافی انتخاب شدند (۲۶). نرخ نمونه برداری در فعالیت الکتریکی عضلات برابر با ۱۰۰۰ هرتز بود. الکترودها از طریق چسب دو طرفه و شیو کردن محل الکترود و ضد عفونی کردن با الکل و انجام گرفت (۲۷). جدول (۲) محل قرارگیری الکترودها طبق پروتکل SENIAM مربوط به هر عضله را نشان می‌دهد.

برای اندازه‌گیری میزان افت ناوی به روش برادی، فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح زمین در دو حالت نشسته (بدون تحمل وزن، با زاویه ۹۰ درجه ران و زانو) و ایستاده (با توزیع مساوی وزن روی هر دو پا) اندازه‌گیری شد. تفاضل این دو مقدار محاسبه گردید، چنانچه اختلاف ارتفاع استخوان ناوی در این دو حالت بیش از ۱۰ میلی‌متر بود، فرد در گروه «پای پرونیته» قرار می‌گرفت (۲۸).

شدت درد با استفاده از مقیاس رتبه‌بندی عددی (NRS)، ابزاری معتبر و قابل اعتماد برای ارزیابی درد در تحقیقات بالینی و اسکلتی-عضلانی، ارزیابی شد (۲۹). به منظور همگن سازی نمونه‌ها و اطمینان از پایداری عملکردی بیماران برای اجرای ایمن مداخلات، تنها افراد

عصبی-عضلانی پویا قرار گرفتند. این پروتکل شامل آموزش اصول حرکات عملکردی و تنفس دیاфраگمی بر اساس دستورات عمل Mahdieh و همکاران (۲۴) طراحی شد. شدت تمرینات با استفاده از مقیاس Borg CR10 در سطح متوسط (RPE بین ۳ تا ۵) پایش و به صورت فزاینده تنظیم گردید. تمامی جلسات تحت نظارت فیزیوتراپیست‌های مجرب با نسبت ۱ به ۷ برگزار شد و اصلاح الگوهای حرکتی از طریق بازخوردهای کلامی و لمسی صورت گرفت. غیبت بیش از دو جلسه متوالی به عنوان معیار خروج از مطالعه در نظر گرفته شد (شکل ۲).

ابزار و روش اندازه‌گیری:

پای برتر آزمودنی‌ها جهت اتصال الکترودها توسط شوت فوتبال مشخص شد و تمامی آزمودنی‌ها راست پا بودند (۲۵). جهت ثبت فعالیت الکتریکی درشت نی قدامی (TA)، نعلی (SOL)، پهن خارجی (VL)، پهن داخلی (VM)، راست رانی (RF)، نزدیک کننده بلند ران (AL)، نیم‌وتری (ST) و سرنی میانی (Glut-M)، از دستگاه الکترومایوگرافی بیومتریکس ال‌تی‌دی ساخت کشور انگلستان ۸ کاناله بی‌سیم استفاده گردید. فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰

جدول ۲. محل قرارگیری الکترودها طبق پروتکل SENIAM

نام عضله	محل قرارگیری الکترودها	جهت قرارگیری الکترودها
درشت نی قدامی (TA)	در ۳/۱ خط بین نوک فیولا و نوک قوزک داخلی	در امتداد خط بین نازک نی و قوزک داخلی
نعلی (SOL)	در ۳/۲ خط بین کندیلیس داخلی استخوان ران تا قوزک داخلی	خط بین کندیلیس داخلی تا قوزک داخلی
پهن خارجی (VL)	در دو سوم خط از خار خاصره قدامی فوقانی (ASIS) به سمت خارجی کشکک زانو	در جهت فیبرهای عضلانی
پهن داخلی ران (VM)	در ۸۰ درصد فاصله روی خط بین ASIS و فضای مفصلی در جلوی لبه قدامی رباط جانبی داخلی	در جهت مورب، موازی با فیبرهای عضلانی
راست رانی (RF)	در ۵۰ درصد روی خط از ASIS تا قسمت فوقانی کشکک زانو	در امتداد خط بین ASIS و کشکک زانو
نزدیک کننده بلند ران (AL)	دری شکم عضله در سطح داخلی ران و در حدود یک سوم فاصله بین خار عانه‌ای و کندیل داخلی استخوان ران	موازی با الیاف عضله از بالا-داخل به پایین-خارج
نیم‌وتری (ST)	در ۵۰ درصد روی خط بین برجستگی ایسکیوم و اپی کوندیل داخلی تیبیا	در جهت خط بین برجستگی ایسکیوم و تیبیا.
سیرینی میانی (Glut-M)	در ۵۰ درصد روی خط از تاج ایلیاک تا تروکانتر بزرگ استخوان ران	موازی با جهت الیاف، رو به تروکانتر بزرگ

آنالیز واریانس یک-سویه با اندازه‌های تکراری جهت تحلیل آماری داده‌ها استفاده شد. همچنین جهت تحلیل داده‌های آماری نیز از آزمون t مستقل و t زوجی استفاده شد. سطح معنی داری در $\alpha = 0/05$ در نظر گرفته شد. تمام تحلیل‌های آماری با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۷ (version 27, IBM Corporation, Armonk, NY) انجام گرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد.

$$d = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

یافته‌ها

در فرایند نمونه‌گیری، از میان ۶۳ فرد واجد شرایط اولیه، پس از اعمال دقیق معیارهای ورود و خروج، ۲۸ نفر (۱۴ نفر در هر گروه) به صورت تصادفی در مطالعه قرار گرفتند. در مجموع ۲۸ شرکت‌کننده مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی NSCLBP به صورت تصادفی در دو گروه DNS (تعداد = ۱۴) و کنترل (تعداد = ۱۴) تقسیم شدند. جدول ۳ داده‌های دموگرافیک شرکت‌کنندگان در تحقیق را نشان می‌دهد.

با توجه به نتایج بدست آمده از جدول ۴ مطابق نتایج جدول ۴، اثر زمان بر طیف فرکانسی عضلات پهن خارجی، پهن داخلی، راست رانی، نزدیک‌کننده بزرگ، نیم‌وتری و سیرینی میانی در فاز پاسخ بارگذاری معنادار بود ($P < 0/05$)؛ به طوری که مقادیر تمامی این عضلات در پیش‌آزمون به طور معنی‌داری بیش از پس‌آزمون ثبت گردید. در فاز میانه اتکا، فرکانس عضله پهن داخلی در پس‌آزمون افزایش معناداری یافت ($P = 0/004$). همچنین در فاز هل دادن، فرکانس عضله پهن خارجی در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون افزایش یافت ($P = 0/020$).

در بررسی اثر گروه، مقادیر فرکانسی عضلات پهن خارجی و پهن داخلی در فاز هل دادن، در گروه کنترل به طور معناداری بیشتر از گروه تجربی بود ($P < 0/05$). در نهایت، اثر تعاملی زمان*گروه در

دارای درد متوسط تا نسبتاً شدید (نمره ۳ تا ۷) وارد مطالعه شدند. شایان ذکر است که تغییرپذیری درون‌گروهی شدت درد در این بازه، به عنوان متغیر کمکی در تحلیل‌های آماری منظور نگردیده است.

پس از ارائه ملاحظات اخلاقی و آموزش‌های لازم، آزمودنی‌ها جهت پیشگیری از آسیب، ۵ دقیقه به گرم کردن پرداختند. پس از تعیین پای برتر، اتصال الکترودها و سنجش افت ناوی، شرکت‌کنندگان ۳ تریال صحیح دویدن را در مسیر ۱۰ متری آزمایشگاه (با استراحت ۱ دقیقه‌ای بین تریال‌ها) اجرا کردند (۳۰). تریالی صحیح تلقی می‌شد که سیگنال‌های الکترومایوگرافی هر ۸ عضله به طور کامل و بدون نقص ثبت شده باشد (۳۱). آزمودنی‌ها تریال‌های دویدن را با سرعت انتخابی اجرا کردند تا الگوی حرکتی طبیعی آن‌ها تحت تأثیر قرار نگیرد. جهت کنترل سرعت، زمان اجرای هر تریال ثبت شد و تنها مواردی که تفاوت زمانی آن‌ها با میانگین کمتر از ۵ درصد بود، پذیرفته شدند. برای اطمینان از پایایی ثبت داده‌ها، جایگذاری الکترودها در هر دو مرحله پیش و پس‌آزمون توسط یک ارزیاب ثابت و بر اساس پروتکل SENIAM انجام شد. همچنین میانگین سه تریال صحیح برای تحلیل نهایی شاخص‌های طیف فرکانسی لحاظ گردید.

جهت به حداقل رساندن سوگیری در جمع‌آوری و تحلیل داده‌ها، مطالعه به صورت تک‌کور انجام شد. ارزیابی که مسئولیت ثبت متغیرها (از جمله سنجش افت ناوی و ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی) را بر عهده داشت، از اهداف دقیق پژوهش و گروه‌بندی آزمودنی‌ها (سالم یا پروریت) کاملاً بی‌اطلاع بود. همچنین، تحلیل داده‌های استخراج شده توسط فردی انجام گرفت که به اطلاعات دموگرافیک و وضعیت بالینی شرکت‌کنندگان دسترسی نداشت و آزمودنی‌ها تنها از طریق اعداد ناشناس به وی معرفی شدند. توزیع نرمال داده‌ها با استفاده از آزمون Shapiro-Wilk و همگنی واریانس‌ها با آزمون Leven بررسی شد. از آزمون آماری

جدول ۳. داده‌های دموگرافیک آزمودنی‌های شرکت‌کننده در تحقیق

متغیر	گروه کنترل	گروه تمرین	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)	4/73 ± 1/09	4/26 ± 1/03	0/241
افتادگی ناوی	1/18 ± 0/06	1/15 ± 0/08	0/411

*: سطح معناداری 0/05 < P, شاخص توده بدنی (Body Mass Index), NRS = شاخص درد (Numerical Rating Scale).

جدول ۴: مقایسه‌ی میانگین و انحراف استاندارد فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی طی دویدن در قبل و بعد از تمرین

عضله / پارامتر	مقدار P (اندازه اثر d کوهن)	گروه تجربی		گروه کنترل	
		پس آزمون	پیش آزمون	پس آزمون	پیش آزمون
درشت‌نی قدامی (TA)	اثر تعاملی زمان*گروه	0/679/0/679	0/345/0/345	0/096/0/096	0/102/0/102
	اثر عامل گروه	0/172/0/172	0/563/0/563	0/126/0/126	0/087/0/087
	اثر عامل زمان	0/409/0/409	0/643/0/643	0/443/0/443	0/222/0/222
نعلی (SOL)	اثر تعاملی زمان*گروه	0/026/0/026	0/999/0/999	0/125/0/125	0/880/0/880
	اثر عامل گروه	0/841/0/841	0/689/0/689	0/909/0/909	0/001/0/001
	اثر عامل زمان	0/825/0/825	0/309/0/309	0/051/0/051	0/138/0/138
پهن خارجی (VL)	اثر تعاملی زمان*گروه	0/059/0/059	0/857/0/857	0/047/0/047	0/142/0/142
	اثر عامل گروه	0/161/0/161	0/342/0/342	0/118/0/118	0/900/0/900
	اثر عامل زمان	0/457/0/457	0/113/0/113	0/200/0/200	0/190/0/190
پهن داخلی ران (VM)	اثر تعاملی زمان*گروه	0/186/0/186	0/774/0/774	0/031/0/031	0/166/0/166
	اثر عامل گروه	0/015/0/015	0/170/0/170	0/004/0/004	0/266/0/266
	اثر عامل زمان	0/550/0/550	0/009/0/009	0/127/0/127	0/086/0/086
راست‌رانی (RF)	اثر تعاملی زمان*گروه	0/315/0/315	0/484/0/484	0/001/0/001	0/750/0/750
	اثر عامل گروه	0/500/0/500	0/438/0/438	0/474/0/474	0/019/0/019
	اثر عامل زمان	0/485/0/485	0/077/0/077	0/361/0/361	0/032/0/032
نزدیک‌کننده بلند ران (AL)	اثر تعاملی زمان*گروه	0/245/0/245	0/220/0/220	0/001/0/001	0/322/0/322
	اثر عامل گروه	0/236/0/236	0/277/0/277	0/915/0/915	0/001/0/001
	اثر عامل زمان	0/962/0/962	0/145/0/145	0/365/0/365	0/032/0/032
نیم‌وتری (ST)	اثر تعاملی زمان*گروه	0/534/0/534	0/776/0/776	0/001/0/001	0/822/0/822
	اثر عامل گروه	0/078/0/078	0/064/0/064	0/779/0/779	0/003/0/003
	اثر عامل زمان	0/068/0/068	0/276/0/276	0/780/0/780	0/003/0/003
سرینی میانی (Glut-M)	اثر تعاملی زمان*گروه	0/918/0/918	0/658/0/658	0/003/0/003	0/277/0/277
	اثر عامل گروه	0/182/0/182	0/646/0/646	0/175/0/175	0/069/0/069
	اثر عامل زمان	0/762/0/762	0/368/0/368	0/115/0/115	0/092/0/092

توضیح: LR: پاسخ بارگذاری، MS: میانه اتکا، PO: هل دادن. * سطح معناداری 0/05 < P

تمرینات تثبیت عصبی-عضلانی پویا (DNS) بر طیف فرکانسی فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن همراه با پرونیشن بیش از حد پا حین دویدن بود. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که یک دوره ۸ هفته‌ای تمرینات تثبیت عصبی-عضلانی پویا (DNS) می‌تواند در فازهای دویدن، شاخص‌های طیف فرکانسی فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی را تعدیل کند.

این الگوی تغییرات فازمحور با نتایج کارآزمایی تصادفی-

عضله‌ی نعلی (فاز پاسخ بارگذاری) و پهن داخلی (فاز میانه اتکا) معنادار گزارش شد؛ آزمون تعقیبی نشان داد که در پس‌آزمون گروه کنترل، فرکانس عضله نعلی ۳۳ درصد و عضله پهن داخلی ۴۰/۳۹ درصد بیشتر از گروه تجربی بود.

بحث

هدف پژوهش حاضر، بررسی اثربخشی یک دوره هشت‌هفته‌ای

مورد توجه قرار گیرند. حجم نمونه محدود و همگنی شرکت‌کنندگان از نظر سن، جنس و سطح فعالیت، تعمیم‌پذیری یافته‌ها به کل جامعه را با احتیاط مواجه می‌کند. همچنین، عواملی نظیر نوسانات سرعت دوییدن، میزان درد لحظه‌ای و خطاهای ذاتی الکترومایوگرافی سطحی (مانند کراس‌تاک) ممکن است بر متغیرهای فرکانسی اثرگذار باشند. از سوی دیگر، نبود داده‌های کینماتیکی و کینتیکی هم‌زمان، تفسیر دقیق مکانیزم‌های تغییر کنترل حرکتی را دشوار می‌سازد؛ لذا نتایج این مطالعه باید به عنوان شواهدی اولیه و نه قطعی تلقی گردند.

پیشنهاد می‌شود در مطالعات آتی، اثر تمرینات DNS در نمونه‌های بزرگ‌تر و متنوع‌تر (از جمله زنان و گروه‌های سنی مختلف) بررسی شود. همچنین استفاده از ابزارهای مکمل مانند سیستم تحلیل حرکت و صفحات نیرو در کنار EMG، و ارزیابی ماندگاری نتایج در دوره‌های پیگیری بلندمدت، می‌تواند دیدگاه دقیق‌تری از سازوکارهای عصبی-عضلانی این تمرینات ارائه دهد. علاوه بر این، مقایسه مداخلات DNS با سایر روش‌های اصلاحی یا ارتزها می‌تواند راهگشای پروتکل‌های درمانی جامع‌تر باشد.

نتیجه‌گیری

نتایج این کارآزمایی تصادفی-کنترل‌شده نشان داد که هشت هفته تمرینات تثبیت عصبی-عضلانی پویا (DNS) با تغییراتی در طیف فرکانس فعالیت الکتریکی برخی عضلات اندام تحتانی حین دوییدن در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن و پرونیشن بیش از حد پا همراه است. به نظر می‌رسد کاهش مشاهده شده در طیف فرکانس عضلاتی نظیر پهن داخلی، راست‌رانی، نزدیک‌کننده، نیم‌وتری و سیرینی میانی در فاز پاسخ بارگذاری، احتمالاً بازتابی از تعدیل الگوهای جبرانی و بهبود نسبی کارایی عصبی-عضلانی باشد؛ با این حال، افزایش فرکانس در برخی فازها (مانند پهن داخلی در میانه اتکا) می‌تواند به عنوان فرضیه‌ای برای سازگاری در جهت تأمین سفتی مفصلی و کنترل حرکتی بهتر تلقی گردد. با توجه به محدودیت‌های مطالعه از جمله حجم نمونه و عدم استفاده از داده‌های بیومکانیکی مکمل (مانند کینتیک و کینماتیک)، این تفسیرها باید با احتیاط صورت گیرد. انجام پژوهش‌های آتی جهت تأیید این نتایج و تعمیم‌پذیری بیشتر آن‌ها ضروری به نظر می‌رسد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله 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.

کنترل‌شده Rezazadeh و همکاران هم‌راستا بود (۳۲). نتایج این مطالعه در طی راه رفتن نشان دادند پس از مداخله DNS، تفاوت‌های بین‌گروهی وابسته به فاز در عضلات اندام تحتانی رخ می‌دهد. از جمله پهن داخلی در پاسخ بارگذاری ($P = 0.042$; $\eta^2 = 0.077$ < DNS > کنترل)، درشت‌نی قدامی در میانه اتکا ($P = 0.006$; $\eta^2 = 0.137$ > DNS > کنترل) و نیز راست‌رانی ($P = 0.011$; $\eta^2 = 0.119$) و دوسررانی ($P = 0.002$; $\eta^2 = 0.168$ > DNS > کنترل). با این حال، تفاوت در جهت و اندازه برخی تغییرات بین دو مطالعه می‌تواند ناشی از تفاوت نوع شاخص EMG (طیف فرکانسی در پژوهش حاضر در برابر دامنه sEMG در مطالعه رضازاده)، نوع تکلیف (دوییدن در برابر راه رفتن) و ویژگی‌های نمونه باشد. به بیان دیگر، DNS ممکن است در دوییدن بیش از آن‌که فقط شدت فعالیت را تغییر دهد، از مسیر بهبود هماهنگی تنه اندام تحتانی، راهبردهای کنترل عصبی-عضلانی و توزیع بار را به‌صورت فازمحور بازسازماندهی کند.

نتایج کارآزمایی بالینی قادری و همکاران، در مردان دارای پای پرونیته نشان داد که تمرینات بلندمدت روی شن می‌تواند به صورت فازمحور محتوای فرکانسی sEMG را در راه رفتن تغییر دهد این الگو از نظر مفهومی با یافته‌های مطالعه‌ی حاضر همسو بود که تغییرات فرکانسی را در فازهای پاسخ بارگیری/میانه اتکا/هل دادن نشان می‌دهد، با این تفاوت که در مطالعه شن، تغییرات بیشتر به سمت افزایش فرکانس عضلات کلیدی کنترل مچ (مثل درشت‌نی قدامی) و تعدیل همسترینگ/سیرینی در فازهای خاص پیش می‌رود، در حالی که در نتایج مطالعه حاضر برخی عضلات ران و لگن در پاسخ بارگیری عمدتاً کاهش طیف فرکانس داشته‌اند که می‌تواند نشانه کاهش الگوهای جبرانی و بهینه‌تر شدن کنترل عصبی-عضلانی پس از مداخله باشد (۳۳).

مقایسه‌ی یافته‌های حاضر با پژوهش علوی‌مهر و همکاران، نشان داد که اگرچه شاخص‌های مورد ارزیابی متفاوت است، اما هر دو مطالعه بر تغییر فازمحور الگوی کنترل عصبی-عضلانی در افراد دارای پای پرونیته تأکید دارند. علوی‌مهر بر زمان‌بندی فعالیت (مانند تغییر در زمان شروع و پایان فعالیت عضلات تنه و مچ پا) تمرکز داشت (۳۴)، در حالی که مطالعه حاضر تغییرات معناداری را در محتوای فرکانسی عضلات اندام تحتانی (به‌ویژه در فازهای پاسخ بارگذاری، میانه اتکا و هل دادن) نشان داد. پیام مشترک هر دو پژوهش این است که مداخلات تمرینی در افراد مبتلا به ناهنجاری‌های وضعیتی و کمردرد، می‌تواند از طریق بازسازماندهی کنترل تنه و اندام تحتانی، الگوی فراخوانی عضلانی را در فازهای مختلف حرکت بهبود بخشد.

پژوهش حاضر با محدودیت‌هایی رویه‌رو بود که باید در تعمیم نتایج

References

- Rahimi A, Arab AM, Nourbakhsh MR, Hosseini SM, et al. Lower limb kinematics in individuals with chronic low back pain during walking. *J Electromyogr Kinesiol* 2020; 51: 102404.
- McIntosh G, Hall H. Low back pain (acute). *BMJ Clin Evid* 2011; 2011: 1102.
- Cramer H, Mehling WE, Saha FJ, Dobos G, et al. Postural awareness and its relation to pain: validation of an innovative instrument measuring awareness of body posture in patients with chronic pain. *BMC Musculoskelet Disord* 2018; 19(1): 109.
- Alshehri MA, van den Hoorn W, Klyne DM, Hodges PW. Postural control of the trunk in individuals with and without low back pain during unstable sitting: A protocol for a systematic review with an individual participant data meta-analysis. *PLoS One* 2022; 17(5): e0268381.
- Najafi Ghagholestani B, Gandomi F, Asar S. The effect of eight weeks aquatic and dynamic neuromuscular stabilization exercises on postural sways and foot pressure distribution symmetry in patients with nonspecific chronic low back pain [in Persian]. *Journal for Research in Sport Rehabilitation* 2022; 10(19): 143–63.
- Koch C, Hänsel F. Chronic non-specific low back pain and motor control during gait. *Front Psychol* 2018; 9: 2236.
- Southwell DJ, Hills NF, McLean L, Graham RB. The acute effects of targeted abdominal muscle activation training on spine stability and neuromuscular control. *J Neuroeng Rehabil* 2016; 13: 19.
- Farahpour N, Younesian H, Bahrpeyma F. Electromyographic activity of erector spinae and external oblique muscles during trunk lateral bending and axial rotation in patients with adolescent idiopathic scoliosis and healthy subjects. *Clin Biomech (Bristol)*. 2015; 30(5): 411–7.
- Ippersiel P, Dussault-Picard C, Mohammadyari SG, De Carvalho GB, et al. Muscle coactivation during gait in children with and without cerebral palsy. *Gait Posture* 2024; 108: 110–6.
- Yang J, Ou Z, Mao Z, Wang Y, et al. Reliability and validity of Foot Posture Index (FPI-6) for evaluating foot posture in participants with low back pain. *Sci Rep* 2022; 12(1): 21168.
- Madadi-Shad M, Jafarnejadgero AA, Sheikhalizade H, Dionisio VC. Effect of a corrective exercise program on gait kinetics and muscle activities in older adults with both low back pain and pronated feet: A double-blind, randomized controlled trial. *Gait Posture* 2020; 76: 339–45.
- Gevers-Montoro C, Murray KJ, Santamaría B, Dominguez-Vera G, et al. Combined Chiropractic and Podiatric Treatment for Chronic Low Back Pain Concomitant With a Unilateral Pronated Foot: Protocol for a Multicenter Pilot Randomized Controlled Trial. *J Chiropr Med* 2021; 20(4): 177–82.
- Tirtashi FH, Eslami M, Taghipour M. Effect of shoe insole on the dynamics of lower extremities in individuals with leg length discrepancy during walking. *J Bodyw Mov Ther.* 2022; 31: 51–6.
- 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. *Prosthet Orthot Int* 2013; 37(5): 384–90.
- Linsiński P. Surface EMG in chronic low back pain. *Eur Spine J* 2000; 9(6): 559–62.
- Lima M, Ferreira AS, Reis FJJ, Paes V, et al. Chronic low back pain and back muscle activity during functional tasks. *Gait Posture* 2018; 61: 250–6.
- Sung W, Abraham M, Plastaras C, Silfies SP. Trunk motor control deficits in acute and subacute low back pain are not associated with pain or fear of movement. *Spine J* 2015; 15(8): 1772–82.
- Frank C, Kobesova A, Kolar P. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *Int J Sports Phys Ther* 2013; 8(1): 62–73.
- Rabieezadeh A, Mahdavejad R, Sedehi M, Adimi M. The effects of an 8-week dynamic neuromuscular stabilization exercise on pain, functional disability, and quality of life in individuals with non-specific chronic low back pain: a randomized clinical trial with a two-month follow-up study. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 2024; 16(1): 161.
- 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. *Journal of Sport Biomechanics* 2017; 2(4): 61–9.
- Fasihi A, Siahkoughian M, Sheikhalizade H, Jafarnejadgero A. Effect of fatigue at the heart rate deflection point on the frequency components of ground reaction forces during walking in individuals with pronated feet. *The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine* 2020; 9(2): 228–38.
- Huang H, Xie H, Zhang G, Xiao W, et al. Effects of dynamic neuromuscular stabilization training on the core muscle contractility and standing postural control in patients with chronic low back pain: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord* 2025; 26(1): 213.
- Williams JR. The Declaration of Helsinki and public health. *Bull World Health Organ* 2008; 86(8): 650–2.
- Mahdieh L, Zolaktaf V, Karimi MT. Effects of dynamic neuromuscular stabilization (DNS) training on functional movements. *Hum Mov Sci* 2020; 70: 102568.
- 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.
- 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.
- 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.
- Chang JS, Kwon YH, Kim CS, Ahn SH, et al. Differences of ground reaction forces and kinematics

- of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. *J Back Musculoskeletal Rehabil* 2012; 25(1): 21–6.
29. Hawker GA, Mian S, Kendzerska T, French M. Measures of adult pain: Visual Analog Scale for Pain (VAS Pain), Numeric Rating Scale for Pain (NRS Pain), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Chronic Pain Grade Scale (CPGS), Short Form-36 Bodily Pain Scale (SF-36 BPS), and Measure of Intermittent and Constant Osteoarthritis Pain (ICOAP). *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2011;63 Suppl 11: S240–52.
30. Ghorbanloo F, Jafarnezhadgero A, Fatollahi A. Investigating the effect of 8 weeks of corrective exercise with an elastic band on the frequency spectrum of ground reaction forces in young boys with genu valgum during running: a randomized clinical trial study [in Persian]. *Studies in Medical Sciences* 2021; 31(11): 893–81.
31. Jafarnezhadgero AA, Oliveira AS, Mousavi SH, Madadi-Shad M. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. *Gait Posture* 2018; 59: 104–10.
32. Rezazadeh F, Aali S, Imani F, Sheikhalizadeh H, et al. Effects of dynamic neuromuscular stabilization on lower limb muscle activity, pain, and disability in individuals with chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Medicina (Kaunas)* 2025; 61(11): 1961.
33. Ghadehri K, Jafarnezhadgero A, fakhri Mirzanag E, 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.
34. Alavi Mehr SM, Mousavi SH, Jafarnezhadgero A. The effect of a selected exercise protocol on trunk and lower limb muscle activity of older adults with both low back pain and pronated feet during walking [in Persian]. *Sport Sciences and Health Research* 2021; 14(1): 129–40.

The Effect of Neuromuscular Training on the Frequency Spectrum of Lower Limb Muscles in Individuals with Foot Pronation Movement Disorder Syndrome Accompanied by Low Back Pain During Running

Farhad Rezazadeh¹, Shirin Aali², Parinaz Fahimi³, Hamed Sheikhalizadeh⁴,
Marjan Zareyan⁵, Parsa Forghani⁶

Original Article

Abstract

Background: Chronic low back pain accompanied by foot pronation is often associated with inefficient neuromuscular patterns during running. This trial aimed to investigate the effects of eight weeks of Dynamic Neuromuscular Stabilization exercises on the frequency spectrum indices of selected lower limb muscles during running.

Methods: 28 men with chronic low back pain (aged 22–25 years) were randomly assigned to an exercise group (n=14) or a control group (n=14). The exercise group performed an eight-week DNS training program, three sessions per week. Surface electromyography was used to record muscle electrical activity, and frequency spectrum indices were analyzed during the loading response, mid-stance, and push-off phases of running.

Findings: A significant effect of time was observed in the loading response phase for the vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, adductor, semitendinosus, and gluteus medius muscles ($p<0.05$). In the mid-stance phase, the frequency of the vastus medialis increased ($p=0.004$), and in the push-off phase, the frequency of the vastus lateralis increased ($p=0.020$). A significant time*group interaction was reported for the hamstring and vastus medialis muscles ($p<0.05$), with post-test results showing higher frequency values in the control group compared to the experimental group.

Conclusion: After an eight-week period, significant time-dependent changes were observed in the frequency spectrum indices of several key muscles, especially the latissimus dorsi (mid-stance) and latissimus dorsi (push-off). Also, the between-group difference in the push-off phase favored the control group, indicating the variability of muscle frequency spectrum indices during running.

Keywords: Low back pain, Pronation, Lower Extremity, Electromyography, Running

Citation: Rezazadeh F, Aali Sh, Fahimi P, Sheikhalizadeh H, Zareyan M, Forghani P. **The Effect of Neuromuscular Training on the Frequency Spectrum of Lower Limb Muscles in Individuals with Foot Pronation Movement Disorder Syndrome Accompanied by Low Back Pain During Running.** J Isfahan Med Sch 2026; 43(846): 1933- 42.

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

2- Assistant Professor, Department of Physical Education, Farhangian University, Tehran, Iran

3- MSc Student of Sports Biomechanics, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Psychology and Educational Sciences, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran.

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

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

6- Kinesiology and Health Sciences Student, Faculty of Health, 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