

تأثیر تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار همراه با محدودیت جریان خون بر الگوهای زمانی و تعداد سینرژی عضلانی سالمندان با سابقه افتادن در حین راه رفتن: مطالعه مقدماتی

آرزو مهرانیان^۱، بهروز عبدلی^{۲*}، علی مالکی^۳، حمید رجبی^۴

- ۱- دانشجوی دکتری، علوم رفتاری، شناختی و فناوری ورزش، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران
 - ۲- استاد، علوم رفتاری، شناختی و فناوری ورزش، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران
 - ۳- دانشیار، مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران
 - ۴- استاد، فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
- * نشانی نویسنده مسئول: تهران، دانشگاه شهید بهشتی دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، گروه علوم رفتاری، شناختی و فناوری ورزش

Email: B-Abdoli@sbu.ac.ir

پذیرش: ۱۴۰۱/۶/۱۲

دریافت: ۱۴۰۱/۵/۷

چکیده

مقدمه و هدف: با افزایش سن، سازگاری‌های عصبی-عضلانی کاهش و میزان سقوط افراد افزایش می‌یابد. تجزیه و تحلیل الگوهای زمانی سینرژی عضلات می‌تواند چارچوب مفیدی را برای توصیف و تفسیر سازگاری سیستم عصبی-عضلانی فراهم آورد. لذا هدف از پژوهش حاضر، بررسی تأثیر تمرین مقاومتی ناپایدار همراه با محدودیت جریان خون بر الگوهای زمانی و تعداد سینرژی عضلانی سالمندان با سابقه افتادن در حین راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها: ۲۷ مرد سالمند ($62 \pm 1/5$ سال) با سابقه افتادن به صورت تصادفی در سه گروه تمرین مقاومتی ناپایدار بدون محدودیت جریان خون، تمرین مقاومتی ناپایدار با محدودیت جریان خون و کنترل قرار گرفتند. برنامه تمرینی شامل ۴ هفته و هر هفته سه جلسه تمرین اسکات با وزن بدن روی سطح ناپایدار بود. قبل و بعد از مداخله، سیگنال‌های الکترومیوگرافی از هشت عضله اندام تحتانی در حین راه رفتن برای استخراج تعداد سینرژی، میزان به‌کارگیری عضلات، مدت زمان به‌کارگیری عضلات و ثبات و پایداری فرمان‌های عصبی ثبت گردید. برای تحلیل داده‌ها از آزمون کروسکال-والیس، آزمون جفت شده ویلکاکسون و تحلیل کوواریانس با آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد ($P < 0/05$).

یافته‌ها: نتایج نشان داد که اگرچه در تعداد سینرژی عضلانی بین گروه کنترل با گروه تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار با محدودیت جریان خون ($P = 0/002$) و بدون محدودیت جریان خون ($P = 0/013$) تفاوت معنادار آماری وجود دارد؛ ولیکن بین دو گروه تمرینی تفاوت معنی‌دار آماری مشاهده نشد ($P = 0/23$). هم‌چنین میزان به‌کارگیری عضلات و مدت زمان به‌کارگیری عضلات در هر دو گروه تمرین با محدودیت جریان خون ($P = 0/0001$) و بدون محدودیت جریان خون ($P = 0/0001$) کاهش یافته است. تفاوت معنی‌دار آماری تنها در متغیر پایداری فرمان‌های عصبی بین دو گروه تمرین با و بدون محدودیت جریان خون مشاهده شد ($P = 0/005$).

بحث و نتیجه‌گیری: تمرینات مقاومتی ناپایدار همراه با محدودیت جریان خون تنها منجر به بهبود شاخص پایداری فرمان‌های عصبی حین راه رفتن نسبت به تمرینات مقاومتی ناپایدار بدون محدودیت جریان خون در افراد مسن با سابقه افتادن می‌گردد.

واژه‌های کلیدی: راه رفتن، سینرژی عضلانی، شاخص‌های زمانی، محدودیت جریان خون.

مقدمه

مرکزی با استفاده از مفهوم سینرژی (هم‌کوشی)، هماهنگی و کنترل عضلات حین راه رفتن را انجام می‌دهد (۲). سینرژی عضلانی نشان دهنده اجزاء سازنده فعالیت عضلانی برای

راه رفتن به عنوان یکی از اصلی‌ترین حرکات انسان، نیازمند هماهنگی مناسب در عضلات مختلف است (۱). سیستم عصبی

بررسی اثر تمرینات قدرتی انگشتان بر سینرژی تثبیت کننده نیرو و سازگاری در هماهنگی چندانگشتی پرداختند و از فرضیه منفی کنترل نشده (UCM)^۱ برای کمی کردن استفاده کردند. نتایج نشان داد که تمرینات قدرتی منجر به سازگاری سیستم عصبی-عضلانی و هماهنگی چندانگشتی می‌شود (۱۴). استفاده از سطح ناپایدار به عنوان مولفه دوم در تمرینات مقاومتی ناپایدار به فعالیت‌های روزانه نزدیک‌تر بوده و با ایجاد چالش بیش‌تر بر سیستم عصبی-عضلانی، موجب تقویت ورودی‌های حس عمقی (۱۵) و بهبود هماهنگی بین عضلات (۱۶) می‌شود. با وجود تأثیر تمرینات مقاومتی ناپایدار بر بهبود عملکرد سیستم عصبی-عضلانی، شناسایی شیوه‌های جدید و موثر برای افزایش تأثیر این تمرینات مورد توجه محققین می‌باشد.

تمرینات مقاومتی همراه با محدودیت جریان خون (BFR)^۲ به عنوان یک روش جدید با ایجاد حوضچه‌های خونی موقت در عضو تمرین کرده موجب افزایش سازگاری‌های عصبی-عضلانی، سیگنالینگ آوران (IV) اعصاب عضلانی (۱۷)، افزایش درایوهای عصبی (۱۸) و افزایش به‌کارگیری واحدهای حرکتی می‌گردد (۱۹). از آنجاییکه تمرینات BFR اثرات منفی تمرینات مقاومتی سنتی (۲۰) از جمله افزایش فعالیت اعصاب سمپاتیک و سختی عروق مرکزی و محیطی را کاهش می‌دهد (۲۱) استفاده از آن برای افراد سالمند نه تنها موجب کاهش فشار مکانیکی بر مفاصل شده بلکه نتیجه دلخواه را با انجام تمریناتی با حجم و شدت کم‌تر به همراه خواهد داشت (۲۲). به‌طوری‌که پژوهش‌ها در این زمینه حاکی از تأثیر محدودیت جریان خون بر شاخص‌های مختلف از جمله افزایش سنتز پروتئین، افزایش هایپرتروفی عضله و هم‌چنین افزایش قدرت عضلانی در سالمندان می‌باشند (۲۳،۲۴).

با توجه به تأثیر تمرینات مقاومتی روی سطح ناپایدار و BFR بر سازگاری‌های عصبی-عضلانی و فیزیولوژیکی، سازوکارهای اثرگذار این تمرینات بر متغیرهای زیربنایی کنترل حرکتی از جمله سینرژی عضلانی مورد بررسی قرار نگرفته است. بنابراین بررسی مکانیزم‌های تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار و محدودیت جریان خون این سوال را ایجاد می‌کند که آیا این دو شیوه تمرینی می‌تواند بر میزان به‌کارگیری عضله، مدت زمان به‌کارگیری عضله، پایداری و ثبات فرمان‌های

حرکت (ماژول‌های حرکتی) می‌باشند که در نخاع و ساقه مغز کدگذاری شده‌اند و توسط نواحی قشر حرکتی کنترل می‌شوند و با یکپارچه کردن اطلاعات حسی، گروهی از عضلات را برای تولید یک خروجی حرکتی خاص فعال می‌کنند (۳). استخراج سینرژی عضلات بینش منحصر به فردی را در مورد زمان‌بندی و الگوی فعال‌سازی عضلات در حین راه رفتن ارائه می‌دهد (۴). بنابراین تجزیه و تحلیل ماژول‌های حرکتی نه تنها برای مشخص کردن کنترل عصبی-عضلانی تغییر یافته در افراد مبتلا به اختلال تحرک استفاده می‌شود (۵)، بلکه یک رویکرد تثبیت شده برای بررسی تغییرات در استراتژی کنترل ناشی از تمرین ورزشی نیز می‌باشد (۶).

با ورود به دوره سالمندی، عملکرد سیستم عصبی-عضلانی (۷) و شاخص‌های سینرژی عضلات در هنگام راه رفتن به دلیل نقص‌هایی در کنترل عصبی مرکزی و محیطی (۸) دچار تغییر شده و میزان سقوط افزایش می‌یابد (۹). در همین راستا آلن و فرنز (۲۰۱۸)، اظهار داشتند که سالمندی منجر به افزایش تغییر در زمان به‌کارگیری سینرژی‌های عضلانی در هنگام راه رفتن و کاهش تعداد سینرژی عضلانی در سالمندان با سابقه افتادن نسبت به سالمندان بدون سابقه افتادن شده که با کاهش عملکرد حین راه رفتن در افراد مسن با سابقه افتادن همراه است. با توجه به ارتباط بین سینرژی عضلات و خروجی بیومکانیکی، کاهش تعداد سینرژی عضلات در سالمندان با سابقه افتادن به عنوان کاهش پیچیدگی کنترل عصبی-عضلانی در نظر گرفته شده است (۵). بنابراین شناسایی روش‌های موثر جهت بهبود شاخص‌های سینرژی عضلات در حین راه رفتن حائز اهمیت می‌باشد.

تمرینات مقاومتی روی سطح ناپایدار یک شیوه تمرینی برای بهبود عملکرد و توانبخشی عضلانی اسکلتی است که شامل شرایط ناپایدار همراه با مقاومت است (۱۰). مولفه تمرینات مقاومتی در این تمرینات منجر به سازگاری‌های عصبی-عضلانی از جمله افزایش فراخوانی واحدهای حرکتی (۱۱)، افزایش تحریک عصبی به تارهای عضله (۱۲) و افزایش هماهنگی بین و درون عضلانی (۱۳) می‌گردد. شواهد هرچند محدود نشان می‌دهد که تمرینات مقاومتی، سینرژی را نیز بهبود می‌بخشد. در همین راستا شیم و همکاران (۲۰۰۸) اظهار داشتند که برای داشتن عملکرد پایدار در حین وظایف دستکاری نیاز به سینرژی چند انگشتی می‌باشد. از این‌رو به

1. Uncontrolled manifold
2. Blood flow restriction

عصبی و تعداد سینرژی عضلانی سالمندان با سابقه افتادن حین راه رفتن در محیط شلوغ تأثیر بگذارد؟

روش‌شناسی

۲۷ مرد سالمند ($62 \pm 1/5$) سال با سابقه حداقل یکبار افتادن در یک سال اخیر در پژوهش حاضر شرکت کردند. عدم ابتلا به بیماری‌های حاد و پیشرفته قلبی عروقی، عدم ابتلا به بیماری‌های خاص (دیابت، پرفشاری خون)، آسیب ارتوپدی و عصبی عضلانی، عدم استفاده از واکر و عصا، عدم شرکت در برنامه ورزشی منظم در طی شش ماه گذشته به عنوان معیارهای ورود و غیبت در تمرینات، عدم تمایل شخصی برای ادامه تمرینات، آسیب دیدگی و فعالیت‌های خارج از برنامه تمرین نیز به عنوان معیارهای خروج در این پژوهش در نظر گرفته شد (۲۵-۲۷). توصیه‌هایی برای عدم تغییر رژیم غذایی و نظم خوابیدن ارائه شد و از آزمودنی‌ها خواسته شد که هر گونه تغییر غیر عادی را گزارش دهند اما امکان کنترل خواب و تغذیه آزمودنی‌ها وجود نداشت. پس از توضیح در مورد نحوه انجام مداخله‌های تمرینی و دردهای عضلانی احتمالی، هریک از آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی را به صورت کاملاً آگاهانه تکمیل کردند. در این پژوهش کلیه موارد اخلاقی و بهداشتی رعایت گردید و توسط کمیته اخلاق دانشگاه حکیم سبزواری (IR.HSU.REC.1400.010) تایید شد.

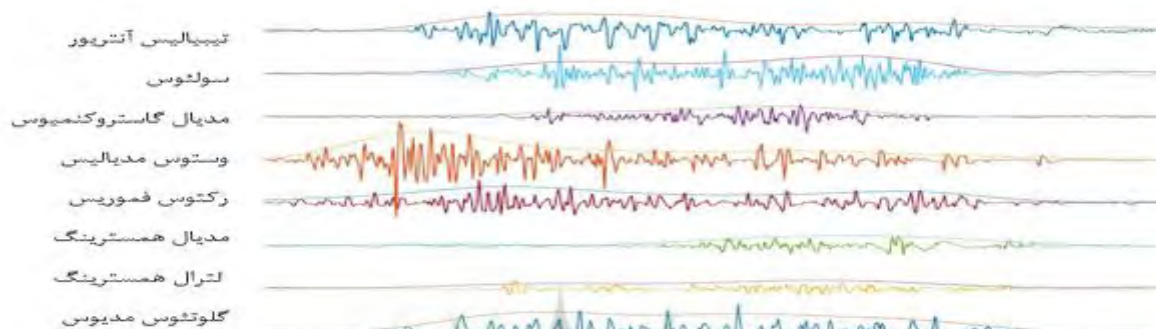
آزمودنی‌ها به صورت تصادفی در سه گروه آزمایشی ۱ (تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار بدون محدودیت جریان خون)، آزمایشی ۲ (تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار با محدودیت جریان خون) و گروه کنترل (عدم انجام تمرینات) قرار گرفتند. پس از برگزاری یک جلسه آشنایی با مداخله‌های پژوهش برای گروه‌های آزمایشی، پیش‌آزمون انجام شد. مرحله پیش‌آزمون شامل ثبت فعالیت الکتریکی هشت عضله اندام تحتانی حین راه رفتن بود.

روز بعد از پیش‌آزمون، انجام برنامه تمرینی شامل حرکت اسکات با وزن بدن روی سطح ناپایدار با و بدون محدودیت جریان خون برای دو گروه آزمایشی آغاز شد. جهت ایجاد سطح ناپایدار نیز از فوم به قطر ۶ سانتی‌متر استفاده شد (۲۸) و گروه‌های آزمایشی در برنامه تمرینی شامل ۴ هفته و هر هفته سه جلسه تمرین شرکت کردند (۲۹، ۲۳). دو هفته اول برنامه تمرینی شامل سه ست، هر ست شامل ۱۵ تکرار و زمان

استراحت بین ست‌ها ۶۰ ثانیه بود (۳۰). در حالی که برای رعایت اصل اضافه بار، دو هفته دوم برنامه تمرینی شامل چهار ست، هر ست شامل ۱۵ تکرار، زمان استراحت بین ست‌ها ۶۰ ثانیه و همچنین استفاده از وزنه‌ای معادل ۵٪ وزن بدن هر فرد برای هر دو گروه به منظور بررسی تأثیر محدودیت جریان خون در شرایط یکسان در نظر گرفته شد (۳۱، ۳۲). آزمودنی‌های هر دو گروه آزمایشی قبل از انجام تمرینات به مدت ۱۰ دقیقه به گرم کردن عمومی بدن (حرکات کششی و نرمشی) پرداختند و بعد از اتمام تمرینات نیز به مدت ۱۰ دقیقه عمل سرد کردن را انجام دادند. برای تعیین میزان انسداد جریان خون، آزمودنی‌های هر دو گروه محدودیت جریان خون در وضعیت خوابیده به پشت قرار گرفتند و کاف پنوماتیک (ساخت ایران) در قسمت فوقانی ران راست بسته شد. کاف تا زمان عدم وجود نبض شریانی در قسمت فوژک داخلی ران راست که با استفاده از دستگاه سونوگرافی داپلر (DC8-EXP, china) قابل تشخیص باشد، باد شد. سپس باد کاف را به آرامی کاهش دادیم تا اولین نبض شریانی تشخیص داده شود. بنابراین بالاترین فشاری که نبض شریانی دیگر قابل تشخیص نباشد به عنوان حداکثر فشار انسداد جریان خون در نظر گرفته شد که در طول تمرین ۵۰٪ از حداکثر فشار اعمال گردید (72 ± 9 میلی‌متر جیوه) (۲۷، ۳۳) در انتهای جلسات تمرینی ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرام مشابه با پیش‌آزمون انجام شد. آزمودنی‌های گروه کنترل تنها در پیش‌آزمون و پس‌آزمون راه رفتن بدون انجام هیچ تمرینی شرکت کردند.

در مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون متغیرهای قد و وزن آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد و فعالیت الکتریکی هشت عضله اندام تحتانی (تیبیالیس آنتریور، سولئوس، مدیال گاستروکنمیوس، وستوس مدیالیس، رکتوس فموریس، مدیال همسترینگ، لترال همسترینگ و گلوئوس مدیوس) حین راه رفتن (قرار دادن موانع در مسیر برای نزدیک شدن به شرایط واقعی) صورت گرفت (کلارک ۱ و همکاران، ۲۰۱۰). به طوری که هر فرد مسیری به اندازه ۱۰ متر را با سرعت ترجیحی پیمود و ثبت سیگنال از پای برتر آزمودنی‌ها (پای راست) انجام شد. ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرام با استفاده از دستگاه ثبت سیگنال DataLOG-MWX8 از شرکت Biometrics با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز و الکترودهای سطحی فعال دو قطبی

پیش آزمون و پس آزمون با استفاده از نرم افزار متلب نسخه R2018a با فیلتر باترورث میان‌گذر با فرکانس قطع ۵۰۰-۲۰ هرتز با مرتبه ۴ پردازش شد. بعد از فیلتر کردن داده‌ها، سیگنال‌های EMG یکسو و براساس حداکثر فعال‌سازی مشاهده شده در طول راه رفتن با سرعت ترجیحی نرمال شد (شکل ۱). RMS آن‌ها با استفاده از پنجره ۵۰ میلی ثانیه نیز استخراج گردید.



شکل ۱. سیگنال‌های الکترومایوگرام در حین راه رفتن

از شاخص‌های زیر برای بررسی الگوهای زمانی فعالیت عضلات از روی سیگنال به‌کارگیری سینی‌های عضلانی، استفاده شد. C_{area} : میزان به‌کارگیری عضله است و برابر با سطح زیر نمودار میانگین ضرایب به‌کارگیری سینی‌ها می‌باشد (مقدار آستانه ۱۵ درصد بیشینه فعالیت). C_{duty} : مدت زمان به‌کارگیری عضله می‌باشد و برابر با مدت زمانی از اجرا است که به ازای آن مقدار به‌کارگیری سینی بالاتر از یک مقدار آستانه می‌باشد. هم‌چنین از شاخص C_{rmse} برای ثبات و پایداری فرمان‌های عصبی استفاده شد. این شاخص نیز از طریق RMSE سیگنال به‌کارگیری سینی‌های عضلانی بدست آمد (شکل ۲).

برای توصیف آماری داده‌ها از میانگین، انحراف معیار و نمودار استفاده گردید. نرمال بودن داده‌ها از طریق آزمون شاپیرو - ویلک و برابری واریانس‌ها با آزمون لون مورد ارزیابی قرار گرفتند. برای استنباط آماری داده‌ها از آزمون کروسکال - والیس، آزمون جفت شده ویلکاکسون و تحلیل کوواریانس با آزمون تعقیبی بونفرونی در سطح معنی‌داری کم‌تر از ۰/۰۵ و نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ استفاده شد.

به فاصله ۲ سانتی‌متر بین الکترودها انجام گردید. پس از تعیین محل دقیق الکترودها براساس SENIAM، (۳۴) سطح پوست با استفاده از پنبه و الکل کاملاً تمیز شد تا عوامل مقاومتی تاثیرگذار پوست کنترل گردد. سپس الکترودهای سطحی به موازات تارهای عضلانی در محل عضلات مورد نظر قرار داده شدند. هم‌چنین از یک الکتروده Ag-AgCl ژل زده شده خودچسب به عنوان الکتروود مرجع بر روی قوزک خارجی استفاده گردید سیگنال‌های الکترومایوگرام ثبت شده در مرحله

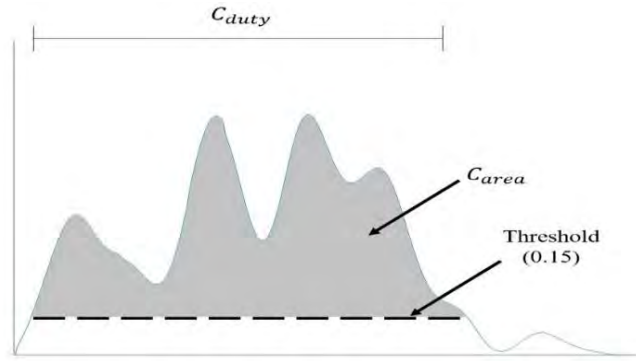
برای به‌دست آوردن تعداد سینی‌های عضلانی حین راه رفتن در مرحله اول تعداد سینی‌های عضلانی بهینه را تعیین کردیم بنابراین از معیار واریانس (VAF) برای تعیین سینی‌های عضلانی بهینه استفاده شد (۵).

برای انتخاب تعداد بهینه سینی‌های ابتدا خطای بازسازی سیگنال به‌ازای تعداد سینی‌های عضلانی مختلف به‌دست آمد. برای تعریف کمیت VAF از ماتریس e که بیان‌گر میزان اختلاف ماتریس EMG بازسازی شده و ماتریس EMG اصلی است، استفاده شد. رابطه ذیل بیان‌گر نحوه محاسبه VAF است.

$$VAF=1-\frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^t e^2(i,j)}{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^t EMG^2(i,j)}$$

۹۰ درصد از کل VAF برای انتخاب تعداد سینی‌های عضلانی در نظر گرفته شد. سپس داده‌های الکترومایوگرام به صورت ماتریس $8 \times n$ درآمده و در نهایت با استفاده از الگوریتم NNMF تجزیه ماتریسی الگوی فعالیت عضلانی انجام گردید. وزن سینی‌های و الگوهای زمانی یا ضرایب نیز استخراج شدند.

1. Variance Accounted For



شکل ۲. الگوهای زمانی فعالیت عضلات از روی سیگنال به کارگیری سینرژی های عضلانی

یافته‌ها

نتایج توصیف آماری داده‌های مراحل پیش آزمون و پس آزمون در متغیرهای C_{duty} ، C_{area} ، C_{rmse} در سه گروه کنترل، تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار با محدودیت جریان خون و تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار بدون محدودیت جریان خون در جدول ۲ گزارش شده است.

نتایج توصیف آماری داده‌های مراحل پیش آزمون و پس آزمون در متغیر تعداد سینرژی در سه گروه کنترل، تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار با محدودیت جریان خون و تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار بدون محدودیت جریان خون در جدول ۱ گزارش شده است.

جدول ۱. میانه و میانگین رتبه تعداد سینرژی در مراحل پیش آزمون و پس آزمون در گروه‌های تحقیق

متغیر	گروه	پیش آزمون		پس آزمون	
		میانگین رتبه	میانگین	میانگین رتبه	میانگین
تعداد سینرژی	کنترل	۳	۱۳/۵	۳	۷/۵
	تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار با محدودیت جریان خون	۳	۱۲	۴	۱۸/۹۴
	تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار بدون محدودیت جریان خون	۳	۱۶/۵	۴	۱۵/۵۶

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار C_{area} ، C_{duty} ، C_{rmse} در مراحل پیش آزمون و پس آزمون در گروه‌های تحقیق

متغیر	گروه	پیش آزمون		پس آزمون	
		انحراف معیار \pm میانگین	انحراف معیار \pm میانگین	انحراف معیار \pm میانگین	انحراف معیار \pm میانگین
C_{area}	کنترل	۲۷/۱۶ \pm ۱/۳	۲۴/۷۲ \pm ۱/۶	۲۹/۵۳ \pm ۰/۹۸	۲۰/۹۸ \pm ۰/۷۶
	تمرین مقاومتی بر سطح ناپایدار با محدودیت جریان خون	۲۷/۰۳ \pm ۰/۴۳	۲۸/۲۲ \pm ۱/۱۵	۲۹/۴۱ \pm ۱/۱۴	۲۰/۶۴ \pm ۰/۳۱
	تمرین مقاومتی بر سطح ناپایدار بدون محدودیت جریان خون	۰/۱۷ \pm ۰/۰۹	۳۹/۱۴ \pm ۰/۷۱	۰/۱۹ \pm ۰/۰۱	۴۶/۷۴ \pm ۳/۱
C_{duty}	کنترل	۰/۱۷ \pm ۰/۰۹	۳۹/۴۱ \pm ۱/۱۴	۰/۱۹ \pm ۰/۰۱	۲۹/۷۲ \pm ۱/۲۲
	تمرین مقاومتی بر سطح ناپایدار با محدودیت جریان خون	۰/۱۷ \pm ۰/۰۹	۰/۱۷ \pm ۰/۰۹	۰/۱۹ \pm ۰/۰۱	۰/۱۵ \pm ۰/۰۸
	تمرین مقاومتی بر سطح ناپایدار بدون محدودیت جریان خون	۰/۱۷ \pm ۰/۰۸	۰/۱۷ \pm ۰/۰۸	۰/۱۹ \pm ۰/۰۱	۰/۱۰ \pm ۰/۰۶
C_{rmse}	تمرین مقاومتی بر سطح ناپایدار با محدودیت جریان خون	۰/۱۷ \pm ۰/۰۸	۰/۱۷ \pm ۰/۰۸	۰/۱۹ \pm ۰/۰۱	۰/۱۰ \pm ۰/۰۶
	تمرین مقاومتی بر سطح ناپایدار بدون محدودیت جریان خون	۰/۱۷ \pm ۰/۰۸	۰/۱۷ \pm ۰/۰۸	۰/۱۹ \pm ۰/۰۱	۰/۱۰ \pm ۰/۰۶

با توجه به نرمال بودن داده‌های مربوط به متغیر تعداد سینرژی در پژوهش حاضر برای مقایسه گروه‌ها در مراحل پیش از آزمون و پس از آزمون از آزمون کروسکال-والیس استفاده شد که نتایج آن در جدول ۳ گزارش شده است.

جدول ۳. نتایج آزمون کروسکال - والیس برای مقایسه تعداد سینرژی گروه‌ها در مراحل پیش از آزمون و پس از آزمون

مراحل	مقدار خی دو	df	P
پیش از آزمون	۲/۶۰	۲	۰/۲۷
پس از آزمون	۱۱/۸۴	۲	۰/۰۰۳*

*اختلاف معناداری در سطح $P \leq 0/05$

با توجه به معنادار شدن آزمون کروسکال-والیس در پس از آزمون با رعایت تعدیل بونفرونی ($\alpha = 0/017$) از آزمون تعقیبی یومن ویتنی استفاده شد. نتایج نشان داد که بین گروه تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار بدون محدودیت جریان خون و گروه کنترل ($P = 0/013$) و گروه تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار همراه با محدودیت جریان خون و گروه کنترل تفاوت معنی دار آماری وجود دارد. بین دو گروه تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار با و بدون محدودیت جریان خون ($P = 0/23$) تفاوت معنی دار آماری مشاهده نشد. همچنین از آزمون جفت شده ویلکاکسون با تعدیل بونفرونی نیز برای مقایسه دورن گروهی تعداد سینرژی از پیش از آزمون تا پس از آزمون برای هر یک از گروه‌ها استفاده شد (جدول ۴).

با توجه به معنادار شدن آزمون کروسکال-والیس در پس از آزمون با رعایت تعدیل بونفرونی ($\alpha = 0/017$) از آزمون تعقیبی یومن ویتنی استفاده شد. نتایج نشان داد که بین گروه تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار بدون محدودیت جریان خون و گروه کنترل ($P = 0/013$) و گروه تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار همراه با محدودیت جریان خون و گروه کنترل تفاوت معنی دار آماری وجود دارد. بین دو گروه تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار با و بدون محدودیت جریان خون ($P = 0/23$) تفاوت معنی دار آماری مشاهده نشد. همچنین از آزمون جفت شده ویلکاکسون با تعدیل بونفرونی نیز برای مقایسه دورن گروهی تعداد سینرژی از پیش از آزمون تا پس از آزمون برای هر یک از گروه‌ها استفاده شد (جدول ۴).

جدول ۴. نتایج آزمون جفت شده ویلکاکسون برای مقایسه تعداد سینرژی در مراحل پیش از آزمون و پس از آزمون در گروه‌های تحقیق

گروه	Z	P
کنترل	-۱/۰۰	۰/۳۱
تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار با محدودیت جریان خون	-۲/۷۶	۰/۰۰۶*
تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار بدون محدودیت جریان خون	-۲/۴۴	۰/۰۱۴*

* اختلاف معناداری در سطح $P \leq 0/05$

با توجه به معنی دار بودن اثر گروه در متغیرهای C_{area} ، C_{duty} ، C_{rmse} (جدول ۶)، با استفاده از آزمون تعقیبی بونفرونی به مقایسه دو به دو گروه‌های مورد پژوهش پرداخته شد. نتایج نشان داد که گروه تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار با محدودیت جریان خون با گروه کنترل ($P = 0/0001$)، C_{duty} ($P = 0/0001$) و C_{rmse} ($P = 0/0005$) و گروه تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار بدون محدودیت جریان خون ($P = 0/0003$) تفاوت معنی دار آماری دارد. همچنین بین گروه تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار بدون محدودیت جریان خون با گروه کنترل ($P = 0/0001$)، C_{duty} ($P = 0/0001$) نیز تفاوت معنی دار آماری وجود دارد.

با توجه به نرمال بودن داده‌های مربوط به شاخص‌های الگوی زمانی سینرژی، برای مقایسه گروه‌ها بر اساس متغیرهای C_{area} ، C_{duty} ، C_{rmse} از آزمون تحلیل کوواریانس یک طرفه با در نظر گرفتن نمرات پیش از آزمون به عنوان متغیر هم تغییر (هم پراش) استفاده شد. بررسی مقدماتی برای اطمینان از عدم تخطی از مفروضه‌های نرمال بودن (آزمون شاپیرو-ویلک، $P > 0/05$)، خطی بودن (نمودار پراکنش و رسم بهترین خط برازش)، همگنی واریانس‌ها (آزمون لون، $P > 0/05$) و همگنی شیب رگرسیون (سطح معنی داری تعامل بین مداخله و متغیر هم تغییر، $P > 0/05$) انجام شد. بعد از تعدیل نمرات پیش از آزمون C_{area} ($P = 0/0001$)، C_{duty} ($P = 0/0007$) و C_{rmse} ($P = 0/0069$)، تفاوت معنی دار آماری بین گروه‌ها در نمرات پس از آزمون C_{area} ($F(2,23) = 26/22$; $P = 0/0001$; $F = 0/69$ ؛ مجذور اتای جزئی)، C_{duty} ($F(2,23) = 41/78$; $P = 0/0001$; $F = 0/78$ ؛ مجذور اتای جزئی) و C_{rmse} ($F(2,23) = 6/83$; $P = 0/0005$; $F = 0/37$ ؛ مجذور اتای جزئی) وجود داشت (جدول ۵).

با توجه به معنی دار بودن اثر گروه در متغیرهای C_{area} ، C_{duty} ، C_{rmse} (جدول ۶)، با استفاده از آزمون تعقیبی بونفرونی به مقایسه دو به دو گروه‌های مورد پژوهش پرداخته شد. نتایج نشان داد که گروه تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار با محدودیت جریان خون با گروه کنترل ($P = 0/0001$)، C_{duty} ($P = 0/0001$) و C_{rmse} ($P = 0/0005$) و گروه تمرین

تفاوت معنی دار آماری بین گروه‌ها در نمرات پس از آزمون C_{area} ($F(2,23) = 26/22$; $P = 0/0001$; $F = 0/69$ ؛ مجذور اتای جزئی)، C_{duty} ($F(2,23) = 41/78$; $P = 0/0001$; $F = 0/78$ ؛ مجذور اتای جزئی) و C_{rmse} ($F(2,23) = 6/83$; $P = 0/0005$; $F = 0/37$ ؛ مجذور اتای جزئی) وجود داشت (جدول ۵).

مقاومتی روی سطح ناپایدار بدون محدودیت جریان خون
 گروه تمرین مقاومتی روی سطح ناپایدار بدون محدودیت
 C_{duty} ، $(P=0/0001)$ C_{area} کنترل با گروه کنترل
 $(P=0/0001)$ نیز تفاوت معنی‌دار آماری وجود دارد.
 $(P=0/03)$ C_{rmse} تفاوت معنی‌دار آماری دارد. هم‌چنین بین

جدول ۵. نتایج تحلیل کوواریانس برای بررسی اثرات بین گروهی در متغیرهای C_{duty} ، C_{area} ، C_{rmse} سالمندان

متغیر	مجموع مجذورات	درجات آزادی	میانگین مجذورات	F	P	اندازه اثر (ضریب تا)
Carea	پیش آزمون	۱	۷۵/۹۳	۳۱/۹۰	۰/۰۰۰۱*	۰/۵۸
	گروه	۲	۶۲/۴۱	۲۶/۲۲	۰/۰۰۰۱*	۰/۶۹
	خطا	۲۳	۲/۳۸			
C-duty	پیش آزمون	۱	۲۳۱/۴۲	۸/۶۱	۰/۰۰۰۱*	۰/۲۷
	گروه	۲	۱۱۲۳/۰۹	۴۱/۷۸	۰/۰۰۰۱*	۰/۷۸
	خطا	۲۳	۲۶/۸۷			
C-rmse	پیش آزمون	۱	۰/۰۰۵	۳/۶۳	۰/۰۶۹	۰/۱۳
	گروه	۲	۰/۰۱۹	۶/۸۳	۰/۰۰۰۵*	۰/۳۷
	خطا	۲۳	۰/۰۳۳	۰/۰۰۱		

* اختلاف معناداری در سطح $P \leq 0/05$

بحث

که با نتایج پژوهش حاضر هم‌راستا می‌باشد. از آن‌جایی که کنترل و هماهنگی راه رفتن در نتیجه تعامل مدارهای پیچیده فوق نخاعی و نخاعی تحت تأثیر بازخورد حسی می‌باشد، به نظر می‌رسد که احتمالاً بهبود هماهنگی بین عضلات آگونست و آنتاگونیست (۳۵)، تقویت ورودی‌های حس عمقی و افزایش اطلاعات آوران‌های عضله در سالمندان با سابقه افتان به دنبال استفاده از سطح ناپایدار نیز منجر به بهبود شاخص‌های Carea، C-duty شده است (۳۶). در همین راستا سانتوز و همکاران (۲۰۱۸) در پژوهشی نشان دادند که راه رفتن روی سطح ناهموار منجر به مکانسیم‌های تطبیقی و گسترش سینرژی عضلانی می‌گردد تا با ارائه راه حل‌های قوی و انعطاف‌پذیر آشفستگی بوجود آمده را جبران کند (۳۷). بنابراین به نظر می‌رسد که کشف تعداد زیادی از راه‌حل‌های حرکتی و ایجاد سینرژی عضلانی قوی و انعطاف‌پذیر (۳۸) در هنگام راه رفتن از طریق تمرینات مقاومتی روی سطح ناپایدار و اثر هم‌افزایی (دو مولفه مقاومت و تعادل) این تمرینات بر سیستم عضلانی افراد مسن صورت گرفته است (۴۱-۳۹). باتوجه به مکانیزم‌های محدودیت جریان خون بر سازگاری سیستم عضلانی، به نظر می‌رسد که ماهیت تکلیف و وجود اثر سقف در تعداد سینرژی عضلات حین راه رفتن از دلایل احتمالی عدم تفاوت بین دو شیوه تمرینات مقاومتی ناپایدار با و بدون محدودیت جریان خون بر تعداد

با افزایش سن، سازگاری‌های عصبی-عضلانی کاهش و میزان سقوط افراد افزایش می‌یابد. تجزیه و تحلیل الگوهای زمانی سینرژی عضلات می‌تواند چارچوب مفیدی را برای توصیف و تفسیر سازگاری سیستم عصبی-عضلانی فراهم آورد. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که تمرینات مقاومتی روی سطح ناپایدار با و بدون محدودیت جریان خون منجر به بهبود تعداد سینرژی و شاخص‌های زمانی Carea، C-duty در سالمندان با سابقه افتادن می‌گردند. این نتایج حاکی از آن است که بهبودهای ایجاد شده احتمالاً حاصل تمرینات مقاومتی روی سطح ناپایدار بوده است و محدودیت جریان خون تأثیر زیادی بر شاخص‌های مورد نظر نداشته است. به نظر می‌رسد مولفه تمرین مقاومتی در تمرینات مقاومتی ناپایدار، منجر به سازگاری‌های عصبی-عضلانی، افزایش فراخوانی واحدهای حرکتی و تکانش‌های عصبی، افزایش پاسخ‌های فراخوانده نرون‌های حرکتی نخاع و هم‌چنین افزایش تحریک عصبی به تارهای عضله (۱۱، ۱۲) در افراد مسن با سابقه افتادن شده است. در همین راستا، شیم و همکاران (۲۰۰۸) در پژوهشی به بررسی اثر تمرینات قدرتی انگشتان بر سینرژی انگشتان، کنترل نیرو و سازگاری در هماهنگی چندانگشتی پرداختند. نتایج نشان داد که تمرینات مقاومتی منجر به سازگاری سیستم عصبی-عضلانی شده و بر سینرژی انگشتان تأثیرگذار است (۱۴)

با سابقه افتادن شده است. هم‌چنین بورگومستر و همکاران (۲۰۰۳) نشان دادند که تمرینات مقاومتی همراه با محدودیت جریان خون با افزایش شلیک نوروها منجر به افزایش فعالیت عضلات آگونیست می‌شود (۴۶). بنابراین به نظر می‌رسد که BFR به عنوان مکمل تمرینی در ترکیب با تمرینات مقاومتی ناپایدار منجر به پلاستیسیته عصبی شده و کنترل ساده‌تر راه رفتن توسط سیستم عصبی را به همراه دارد. هم‌چنین به نظر می‌رسد که BFR با افزایش IGF-1 به عنوان یکی از عوامل نروتروفیک، افزایش تکثیر پیش‌رونده‌های عصبی (۴۷، ۴۸)، آنژیوژنز در مغز، رشد آکسون و بلوغ دندریت (۴۹) را به همراه داشته و از این طریق بر شاخص Crmse سالمندان در حین راه رفتن تاثیرگذار است.

نتیجه‌گیری

تمرینات مقاومتی همراه با محدودیت جریان خون با به‌کارگیری راه‌حل‌ها و فرمان‌های عصبی متنوع عضلات و سینرژی‌های مختلف می‌تواند منجر به بهبود کیفیت راه رفتن در افراد مسن با سابقه افتادن گردد.

سینرژی در پژوهش حاضر بوده است. هم‌چنین باتوجه به این‌که کنترل راه رفتن تحت تاثیر ورودی‌های حسی قرار گرفته و حس عمقی در افراد سالمند کاهش می‌یابد، به نظر می‌رسد که استفاده از سطح ناپایدار با تقویت ورودی‌های حس عمقی نقش قابل‌توجهی را در مقایسه با محدودیت جریان خون بر متغیرهای مدت زمان به‌کارگیری عضلات و میزان به‌کارگیری عضلات ایجاد کرده است.

هم‌چنین نتایج پژوهش حاضر نشان داد که تمرینات مقاومتی روی سطح ناپایدار با محدودیت جریان خون بر کاهش شاخص Crmse در افراد مسن با سابقه افتادن تاثیرگذار است. به نظر می‌رسد محدودیت جریان خون با ایجاد هیپوکسی موضعی در عضله بر سیگنالینگ آوران عضلانی، فعال‌سازی و سازگاری عصبی عضلانی، به‌کارگیری بیش‌تر واحدهای حرکتی (۴۲)، تغییر الگوهای فراخوانی فیبر، افزایش فعالیت عضلات آگونیست و بهبود قدرت (۴۵-۴۳) در تعامل با مزایای تمرینات مقاومتی ناپایدار که بیشتر به آن اشاره شد موجب کاهش شاخص Crmse حین راه رفتن در افراد سالمند

منابع

- Ventura JD, Klute GK, Neptune RR. Individual muscle contributions to circular turning mechanics. *J Biomech.* 2015;48(6):1067-74.
- Bizzi E, Cheung VC, d'Avella A, Saltiel P, Tresch MJB. Combining modules for movement. *Brain Res.Rev.* 2008;57(1):125-33.
- Santos PD, Vaz JR, Correia PF, Valamatos MJ, Veloso AP, Pazarat-Correia PJJofM, et al. Muscle Synergies Reliability in the Power Clean Exercise. *J. Funct. Morphol. Kinesiol.* 2020;5(4):75.
- MacLellan MJ, Ivanenko YP, Massaad F, Bruijn SM, Duysens J, Lacquaniti F. Muscle activation patterns are bilaterally linked during split-belt treadmill walking in humans. *J. Neurophysiol.* 2014;111(8):1541-52.
- Allen JL, Franz JRJJoN. The motor repertoire of older adult fallers may constrain their response to balance perturbations. *J. Neurophysiol.* 2018;5(5):120; 78-2368.
- Safavynia S, Torres-Oviedo G, Ting LJTiscir. Muscle synergies: implications for clinical evaluation and rehabilitation of movement. *Top Spinal Cord Inj Rehabil.* 2011;17(1):16-24.
- Toda H, Nagano A, Luo ZJJopts. Age-related differences in muscle control of the lower extremity for support and propulsion during walking. *J.Phys.Ther.Sci.* 2016;28(3):794-801.
- Goble DJNBR. coxon JP, Wenderoth N, Van Impe a, swinnen sP. Proprioceptive sensibility in the elderly: degeneration, functional consequences and plastic-adaptive processes. *Neurosci Biobehav Rev.* 2009; 33:271-8.
- Sawers A, Pai YC, Bhatt T, Ting LH. Neuromuscular responses differ between slip-induced falls and recoveries in older adults. *J Neurophysiol.* 2017;117(2):509-22.
- Behm DG, Colado Sanchez JCJSh. Instability resistance training across the exercise continuum. *Sports health* 2013;5(6):500-3.
- Kraemer WJ, Ratamess NA. Fundamentals of resistance training: progression and exercise prescription. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2004;36(4):674-88.
- Durch Krafttraining NA. Neuronal adaptations to strength training. *Deutsche zeitschrift für sportmedizin. Sports Med.* 2007;58(2).
- Hammett JB, Hey WT. Neuromuscular adaptation to short-term (4 weeks) ballistic training in trained high school athletes. *J. Strength Cond. Res.* 2003;17(3):556-60.
- Shim JK, Hsu J, Karol S, Hurley BFJMC. Strength training increases training-specific multifinger coordination in humans. *Motor Control.* 2008;12(4):311-29.
- Behm D, Colado JC. The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *IJSPT.* 2012;7(2):226.
- Behm DG. Neuromuscular implications and applications of resistance training. *J. Strength Cond. Res.* 1995;9:264-74.
- Crisafulli A, de Farias RR, Farinatti P, Lopes KG, Milia R, Sainas G, et al. Blood flow restriction training reduces blood pressure during exercise without affecting metaboreflex activity. *Front. physiol.* 2018;9:1736.

18. Næss-Schmidt ET, Morthorst M, Pedersen AR, Nielsen JF, Stubbs PW. Corticospinal excitability changes following blood flow restriction training of the tibialis anterior: a preliminary study. *Heliyon*. 2017;3(1):e00217.
19. Contessa P, De Luca CJ, Kline JC. The compensatory interaction between motor unit firing behavior and muscle force during fatigue. *J. Neurophysiol*. 2016;116(4):1579-85.
20. Yasuda T, Fukumura K, Tomaru T, Nakajima TJO. Thigh muscle size and vascular function after blood flow-restricted elastic band training in older women. *Oncotarget*. 2016;7(23):33595.
21. Park S-Y, Kwak YS, Harveson A, Weavil JC, Seo KEJTKJoP, Society POJotKP, et al. Low intensity resistance exercise training with blood flow restriction: insight into cardiovascular function, and skeletal muscle hypertrophy in humans. *Korean J Physiol Pharmacol*. 2015;19(3):191.
22. Hughes L, Paton B, Rosenblatt B, Gissane C, Patterson SD. Blood flow restriction training in clinical musculoskeletal rehabilitation: a systematic review and meta-analysis. *BJSM*. 2017;51(13):- 11-003.
23. Shimizu R, Hotta K, Yamamoto S, Matsumoto T, Kamiya K, Kato M, et al. Low-intensity resistance training with blood flow restriction improves vascular endothelial function and peripheral blood circulation in healthy elderly people. *Eur. J. Appl. Physiol*. 2016;116(4):749-57.
24. Vechin FC, Libardi CA, Conceição MS, Damas FR, Lixandrão ME, Berton RP, et al. Comparisons between low-intensity resistance training with blood flow restriction and high-intensity resistance training on quadriceps muscle mass and strength in elderly. *J Strength Cond Res*. 2015;29(4):1071-6.
25. Centner C, Zdzieblik D, Roberts L, Gollhofer A, König DJJoss, medicine. Effects of blood flow restriction training with protein supplementation on muscle mass and strength in older men. *J. Sports Sci. Med*. 2019;18(3):471.
26. Clarkson MJ, Conway L, Warmington SAJJos, sport mi. Blood flow restriction walking and physical function in older adults: a randomized control trial. *J Sci Med Sport*. 2017;20(12):1041-6.
27. Plaza-Florido A, Migueles JH, Piepoli A, Molina-Garcia P, Rodriguez-Ayllon M, Cadenas-Sanchez C, et al. Blood Flow-Restricted Training in Older Adults: A Narrative Review. *SSEJ*. 2020;2(1):25-37.
28. Makizako H, Furuna T, Ihira H, Shimada H. Age-related Differences in the Influence of Cognitive Task Performance on Postural Control Under Unstable Balance Conditions. *Int J Gerontol*. 2013;7(4):199-204.
29. Patterson SD, Ferguson RA. Enhancing strength and postocclusive calf blood flow in older people with training with blood-flow restriction. *J Aging Phys Act*. 2011;19(3):201-13.
30. Yasuda T, Fukumura K, Uchida Y, Koshi H, Iida H, Masamune K, et al. Effects of Low-Load, Elastic Band Resistance Training Combined With Blood Flow Restriction on Muscle Size and Arterial Stiffness in Older Adults. *J. Gerontol. A Biol. Sci*. 2015;70(8):950-8.
31. de Castro FMP, Alves GF, Oliveira LP, Tourinho Filho H, Puggina EF. Strength training with intermittent blood flow restriction improved strength without changes in neural aspects on quadriceps muscle. *Sci Sports* 2019;34(3):e175-e85.
32. Pinto RS, Correa CS, Radaelli R, Cadore EL, Brown LE, Bottaro M. Short-term strength training improves muscle quality and functional capacity of elderly women. *Age (Dordr)*. 2014;36(1):365-72.
33. Libardi CA, Chacon-Mikahil MP, Cavaglieri CR, Tricoli V, Roschel H, Vechin FC, et al. Effect of concurrent training with blood flow restriction in the elderly. *Int. J. Sports Med*. 2015;36(5):395-9.
34. 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.
35. Behm DG. Neuromuscular implications and applications of resistance training. *J. Strength Cond. Res*. 1995;9(4):264-74±
36. McBride JM, Cormie P, Deane R. Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions. *J. Strength Cond. Res*. 2006;20(4):915.
37. Santuz A, Ekizos A, Eckardt N, Kibele A, Arampatzis AJSr. Challenging human locomotion: stability and modular organisation in unsteady conditions. *Sci Rep*. 2018;8(1):1-13.
38. Oliveira AS, Silva PB, Lund ME, Farina D, Kersting UG. Balance Training Enhances Motor Coordination During a Perturbed Sidestep Cutting Task. *J. Orthop. Sports Phys. Ther*. 2017;47(11):853-62.
39. Eckardt N. Lower-extremity resistance training on unstable surfaces improves proxies of muscle strength, power and balance in healthy older adults: a randomised control trial. *BMC Geriatrics*. 2016; 191(1)16.
40. Granacher U, Lacroix A, Muehlbauer T, Roettger K. Effects of core instability strength training on trunk muscle strength, spinal mobility, dynamic balance and functional mobility in older adults. *Gerontology*. 2013;59(2):105-13.
41. Seo B-D, Yun YD, Kim H-R, Lee S-h. Effect of 12-week Swiss Ball Exercise Program on Physical Fitness and Balance Ability of Elderly Women. *J. Phys. Ther. Sci*. 2012;24:11-5.
42. Yasuda T, Fukumura K, Uchida Y, Koshi H, Iida H, Masamune K, et al. Effects of low-load, elastic band resistance training combined with blood flow restriction on muscle size and arterial stiffness in older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2015;70(8):950-8.
43. Suga T, Okita K, Morita N, Yokota T, Hirabayashi K, Horiuchi M, et al. Intramuscular metabolism during low-intensity resistance exercise with blood flow restriction. *J. Appl. Physiol*. 2009;106(4):1119-24.
44. Takarada Y, Sato Y, Ishii N. Effects of resistance exercise combined with vascular occlusion on muscle function in athletes. *Eur. J. Appl. Physiol*. 2002;86(4):308-14.
45. Tanimoto M, Madarame H, Ishii N. Muscle oxygenation and plasma growth hormone concentration during and after resistance exercise: Comparison between “KAATSU” and other types of regimen. *Int. J. Train. Res*. 2005;1(2):51-6.
46. Burgomaster KA, Moore DR, Schofield LM, Phillips SM, Sale DG, Gibala MJ. Resistance training with vascular occlusion: metabolic adaptations in human muscle. *MSSE*. 2003;35(7):1203-8.
47. Deak F, Sonntag WE. Aging, Synaptic Dysfunction, and Insulin-Like Growth Factor (IGF)-1. *J. Gerontol: Series A*. 2012;67A(6):611-25.
48. Dyer AH, Vahdatpour C, Sanfeliu A, Tropea D. The role of Insulin-Like Growth Factor 1 (IGF-1) in brain development, maturation and neuroplasticity. *Neuroscience*. 2016;325:89-99.
49. Ferrara N, Gerber HP, LeCouter J. The biology of VEGF and its receptors. *Nat. Med*. 2003;9(6):669-76.

The effect of resistance training on an unstable surface with blood flow restriction on the temporal patterns and the number of muscle synergies in the elderly with a history of falling while walking: a preliminary study

Arezou Mehranian¹, Behrouz Abdoli^{2*}, Ali Maleki³, Hamid Rajabi⁴

1. PhD Candidate, Department of Cognitive and Behavioral Science and Technology in Sport, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran
2. Professor, Department of Cognitive and Behavioral Science and Technology in sport, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran
3. Assistant Professor, Department of Electrical and Computer Eng., Semnan University, Semnan, Iran
4. Professor, Department of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

Received: 2022/07/29

Accepted: 2022/09/03

Abstract

*Correspondence:

Email:

B-Abdoli@sbu.ac.ir

Introduction and purpose: as getting old, neuromuscular adaptations decrease and the fall rates increase. Analyzing the temporal patterns of muscle synergy can provide a useful framework for describing and interpreting neuromuscular system's adaptation. Therefore, the aim of the present study was to investigate the effect of unstable resistance training with blood flow restriction on the temporal patterns and the number of muscle synergies of elderly with a history of falling while walking.

Materials and Methods: 27 elderly men (62±1.5 years old) with a history of falling were randomly assigned into three groups of unstable resistance training without blood flow restriction, unstable resistance training with blood flow restriction and control. The training program consisted of squat training with body weight on unstable surface for 4 weeks and three sessions per week. Before and after the intervention, electromyography signals from eight muscles of the lower limb were recorded during walking to extract the number of synergies, the amount of muscle use, the duration of muscle use, and the stability of neural commands. Kruskal-Wallis test, Paired Wilcoxon test and analysis of covariance test with Bonferroni post hoc test were used ($P<0/05$).

Results: Results showed that although there is significant difference in the number of muscle synergy between the control group and the resistance training group on the unstable surface with blood flow restriction ($p=0.002$) and without blood flow restriction ($p=0.013$); But no statistically significant difference was observed between the two training groups ($P=0.23$). Also, the amount of muscles use and duration of muscles use decreased in both training groups with blood flow restriction ($P=0.0001$) and without blood flow restriction ($P=0.0001$). However, statistically significant difference was observed only in the stability variable of neural commands between both training groups with and without blood flow restriction ($P=0.005$).

Discussion and Conclusion: Unstable resistance training with blood flow restriction only improves the stability index of neural commands during walking compared to unstable resistance training without blood flow restriction in elderly people with falls' history.

Key words: Walking, muscle synergy, Time indicators, blood flow restriction