پژوهش‌نامهٔ فیزیولوژی ورزشی کاربردی **مقاله پژوهشی**

سال هفدهم/ شماره سی و سوم/بهار و تابستان ۱۴۰۰

دریافت: ۹۹/۱۰/۲۰ پذیرش: ۹۹/۱۱/۲۳ ص ص: ۱۰۷-۸۹

مقایسه اثر هشت هفته تمرین ترکیبی ویبریشن - طناب زنی با دو شدت مختلف بر شاخص-های الکترومایوگرافی عضلات مردان سالمند: یک کارآزمایی بالینی تصادفی، یک سوکور

مهدی پویافر[۱]، رویا عسکری[۲]، سید علیرضا حسینی کاخک[۳]، محسن دماوندی[۴]، علی مالکی[۵]

چکیده

سابقه و هدف: تمرینات ویبریشن کل بدن (WBV) به‌عنوان یک جایگزین کارآمد برای بهبود عملکرد جسمانی در سالمندان به نظر می‌رسد. هدف از انجام این پژوهش مقایسه تأثیر هشت هفته تمرینات ویبریشن کل بدن و طناب زنی با دو شدت مختلف بر شاخص-های الکترومایوگرافی عضلات مردان سالمند بود. **مواد و روشها:** ۳۶ مرد سالمند (با میانگین سنی ۴/۱۶±۶۵/۸۳ سال؛ قد ۳/۹۰±۱۶۹/۲۶ سانتیمتر؛ وزن ۴/۶۲±۷۷/۰۴ کیلوگرم؛ شاخص توده بدنی ۰/۶۹±۲۶/۸۶کیلوگرم بر مترمربع) به روش نمونه‌گیری هدفمند انتخاب و به‌طور تصادفی به سه گروه: شدت زیاد (N=۱۲)، شدت کم (N=۱۲) و کنترل (N=۱۰) تقسیم شدند تمرینات ویبریشن در دو گروه شدت زیاد و کم به ترتیب با فرکانس ۴۰ و ۲۵ هرتز و دامنه ۳ میلی‌متر بود و به‌صورت متناوب (یک دقیقهWBV: ۳۵-۳۰ استراحت بین ست‌ها) به مدت ۳۰ دقیقه با چهار وضعیت (شنای کامل، فلکشن معکوس ساعد، لانج، اسکات پا) روی دستگاه ویبریشن، سه جلسه در هفته و در طول هشت هفته به همراه تمرینات طناب زنی اعمال شد. در تمرین طناب زنی شدت بر اساس مقیاس بورگ در سطح ۱۴و ۱۳ با ۳۵-۳۰ پرش در دقیقه (یک ست یک‌دقیقه‌ای در هفته اول تا شش ست یک‌دقیقه‌ای در هفته‌های هفتم و هشتم به‌صورت پیش‌رونده) برای هر دو گروه اعمال شد. شاخص‌های الکترومایوگرافی در عضلات دو سر بازویی، عضلات سه سر بازویی، عضله راست رانی و عضله دو سر رانی شامل هم فعال‌سازی نسبت عضلات موافق و مخالف، دامنه عضله و فرکانس میانگین توان عضلات با استفاده از دستگاه ثبت سیگنال الکترومایوگرام Datalog-MWX8 Bluetooth در پیش‌آزمون و پایان هشت هفته ثبت شد. از روش آماری آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر برای تجزیه‌وتحلیل داده‌ها و از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ استفاده شد. سطح معناداری ($p\leq$۰/۰۵) در نظر گرفته شد. **یافته‌ها:** شاخص‌های الکترومایوگرافی (هم فعال‌سازی نسبت عضلات موافق و مخالف، دامنه و فرکانس میانگین توان عضله) در عضلات اندام فوقانی و تحتانی در گروه‌های تمرینی با شدت زیاد و کم در مقایسه با گروه کنترل بهبود معناداری نشان داد ($p<$۰/۰۵)؛ اما بین دو گروه تمرینی در هیچ‌کدام از شاخص‌های الکترومایوگرافی تفاوت معناداری مشاهده نشد ($p>$۰/۰۵). **نتیجه گیری:** به نظر می‌رسد هردو شدت برنامه ترکیبی ویبریشن – طناب زنی سبب بهبود کارکرد فعالیت الکتریکی عضلانی در اندام‌های فوقانی و تحتانی مردان سالمند شده است؛ اما میانگین این بهبود در شدت زیاد، بیشتر می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: تمرین ترکیبی، شدت، الکترومایوگرافی، سالمندی

۱ دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران

۲ استادیار گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران. نویسنده مسئول: r.askari@hsu.ac.ir

۳ دانشیار گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران

۴ دانشیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران

۵ استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

مقدمه

بر اساس تعریف سازمان بهداشت جهانی سن سالمندی۶۰ سال و بالاتر تعریف شده است (۱). این مرحله‌ای غیرقابل‌اجتناب از روند طبیعی زندگی انسان است که با تحلیل نیرو و کاهش میزان فعالیت‌های جسمانی و حرکتی همراه است. با افزایش سن، اختلال عملکرد جسمانی بیشتر می‌شود و به علت اختلالاتی که در سیستم‌های فیزیولوژیکی مختلف فرد صورت می‌گیرد؛ به‌خصوص افزایش محدودیت‌های حرکتی، باعث وابستگی فرد به دیگران در انجام کارهای روزانه می‌شود (۱). بنابراین اهمیت توده و قدرت عضله، به‌ویژه حداکثر توان عضله در نحوه عملکرد افراد مسن در فعالیت‌های روزمره‌ای مانند قدم زدن، بالا رفتن از پله و برخاستن از صندلی تأثیر به سزایی دارد (۲). انجام تمرینات سنتی که بر روی زمین انجام می‌شوند؛ برای بسیاری از سالمندان سودمند است، ولی برخی شرایط طبی خاص سالمندان (مانند استئوپروز، آرتریت، سکته و چاقی) انجام چنین ورزش‌هایی را به‌واسطه درد یا کاهش تحرک پذیری مفاصل و سایر محدودیت‌های جسمانی، برای آنان مخاطره‌آمیز و با رغبت عمومی کمتری روبرو کرده است و یا مانع از انجام این تمرینات توسط آنان می‌گردد (۳). در حال حاضر، یکی از گزینه‌ها که دارای چنین ویژگی‌هایی باشد تمرینات ویبریشن است. گفته می‌شود؛ تمرینات ویبریشن تمام بدن ممکن است شیوه‌ای از تمرینات را برای افرادی که تمایل کمتری برای شرکت در کلاس‌های ورزشی موجود در سالن‌های ورزشی دارند و یا افرادی که درراه رفتن مشکل‌دارند، فراهم کند. همچنین می‌تواند قدرت عضله اسکلتی را هم در افراد جوان و هم در افراد مسن، مشابه با تمرین مقاومتی، در عضلاتی مانند بازکننده‌های زانو، افزایش دهد (۴).

ویبریشن کل بدن (WBV)[1] روش تمرینی نسبتاً نوینی است؛ که از صفحه‌ای نوسان کننده به‌صورت عمودی یا الاکلنگی استفاده می‌کند؛ و از اهداف تمرین با آن فعال کردن عضلات به‌صورت مکانیکی است (۵). برنامه تمرینات ویبریشن در افراد مسن نسبت به افراد جوان و ورزشکار تفاوت قابل‌توجهی دارد. در افراد مسن شدت ارتعاشات ناشی از ویبریشن شامل لرزش عمودی بسیار سبک است که توسط روبین و همکاران استفاده شد (۶). فرکانس ویبریشن موردمطالعه در افراد مسن از ۱۲/۶ تا ۶۰ هرتز متغیر است؛ و دامنه‌های گزارش‌شده از ۵۵ میکرومتر تا ۸ میلی‌متر متفاوت است (۷). اگرچه فرکانس پایین‌تر از این محدوده، به‌ویژه با دامنه بیشتر از ۰/۵ میلی‌متر نیز گزارش‌شده است، اما باعث آسیب به اندام‌های مختلف بدن می‌شود (۸). می‌توان با تغییر در پروتکل تمرینی و وضعیت‌های ایستادن روی پلت فرم دستگاه، بین آسیب‌ها و مزایای ناشی از ویبریشن تعادل ایجاد کرد (۹). از سوی دیگر تمرینات هوازی نظیر طناب زنی بر اساس یک قاعده منظم، باعث به کار گرفته شدن بسیاری از عضلات هنگام فعالیت و همچنین توسعه استقامت قلبی عروقی می‌شود. به‌علاوه این قبیل تمرینات به هر دو بخش سلامت روانی و فیزیکی مرتبط هستند (۱۰). گفته می‌شود که تمرین طناب زنی یک فعالیت ارزشمند است و منجر به افزایش قدرت عضلانی، استقامت عضلانی، سلامت قلبی و عروقی، تعادل، چابکی، بهبود هماهنگی عصبی و عضلانی، بهبود ریتم حرکتی، افزایش سرعت عمل و عکس‌العمل، افزایش توانایی بدن، بهبود سلامتی و کیفیت زندگی و تراکم استخوان می‌شود (۱۱). کافی[2]و همکاران در تحقیقات خود انجام هر دو نوع تمرین مقاومتی و هوازی را برای بهبود عملکرد جسمانی و ترکیب بدنی در سالمندان توصیه کرده‌اند (۱۲).

[1] Whole-body vibration
[2] Coffey et al

بسیاری از مطالعات نشان داده‌اند که فعالیت الکتریکی (EMGrms)[1] اغلب عضلات حین تمرینات ویبریشن افزایش‌یافته است (۱۳،۱۴،۱۵،۱۶). نتایج متناقض درباره کارایی تمرینات ویبریشنی در بهبود قدرت عضله می‌تواند مربوط به‌شدت ناکافی این تمرینات و عدم اجرای اصل اضافه‌بار[2] در برخی مطالعات باشد (۲). بااین‌حال در مطالعات بعدی، اثر مثبت تمرین طولانی‌مدت با WBV با اندازه اثرهای بزرگ[3] به ترتیب ۱/۲۴ و ۰/۹۹ بر قدرت و توان عضله به تأیید رسیده است (۱۶). بااینکه که WBV، تمرین ویژه فیبرهای تند انقباض است (۱۷) و به‌عنوان روشی جایگزین و مکمل ورزش‌های مقاومتی مطرح‌شده است (۴،۱۸،۱۹)؛ اما تأثیر آن بر عناصر آمادگی جسمانی، بستگی به ویژگی‌های تمرین (دامنه، فرکانس و روش کاربرد) و برنامه تمرینی (شدت، حجم و نوع تمرین) دارد. آنچه که در انجام فعالیت‌های ورزشی به‌خصوص برای سالمندان مطرح است شدت و حجم فعالیت‌های ورزشی است که در انجام تمرینات ویبریشن رعایت اصول صحیح آن مهم و ضروری می‌باشد؛ یعنی باید با دقت و شدت (دامنه و فرکانس) معین و مشخصی به‌کاربرده شود. چون شدت بالای ویبریشن اگرچه فشار بار بیشتری روی عضلات و تاندون‌ها وارد می‌کند ولی اثرات منفی روی مفاصل و غضروف‌های بدن به‌ویژه سالمندان که اندام‌های آسیب‌پذیری دارند، دارد و از طرفی شدت پایین ویبریشن هم اثر مثبت و نتیجه بخشی روی بدن نخواهد داشت (۲۰).

برای مطالعه اثر شدت‌های تمرین با WBV بر شاخص‌های الکتریکی عضلانی نیز روش‌های مختلفی جود دارد. یکی از آن ابزارها ثبت سیگنال فعالیت الکتریکی عضلانی[4] از عضلات موردنظر در یک حرکت خاص است (۱۳). متغیرهای فعالیت EMG شامل هم فعال‌سازی نسبت عضلات موافق و مخالف، بیشینه فعالیت عضلات (دامنه عضله)، فرکانس میانگین توان عضلات است که با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی قابل ارزیابی است . این شیوه برای ارزیابی عینی فعالیت‌های عضلانی و تأثیر آن‌ها بر سطح تولید نیرو، توان و اثرگذاری این شاخص‌ها در حفظ بهتر تعادل، تولید نیرو، قدرت و توان در اندام‌های تحتانی و فوقانی مورداستفاده قرار می‌گیرد و اطلاعات مفیدی جهت تهیه برنامه‌های تمرینی و توان‌بخشی فراهم کرده است (۲۱). با توجه به کم‌خطر بودن، کم‌هزینه بودن، نیاز به تجهیزات و فضای کمتری داشتن و به لحاظ ویژگی‌ها و مزیت‌هایی که این دو تمرین دارند؛ اطلاعات کمی از تأثیر ترکیب تمرینات طناب زنی و WBV بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات بدن وجود دارد و هنوز فرکانس– دامنه مطلوبی برای تمرینات WBV مشخص نشده است. با توجه به اختلاف‌نظر ادبیات تحقیق درزمینه شدت‌های مختلف، به‌منظور بهینه‌یابی روش‌های تمرینی مؤثر، بررسی بیشتر در این رابطه مهم می‌باشد؛ بنابراین هدف از تحقیق حاضر پاسخ به این سؤال بود که چه شدتی از تمرینات ترکیبی ویبریشن کل بدن همراه با طناب زنی بر بهبود شاخص‌های الکترومایوگرافی در مردان سالمند مؤثرتر است؟ تا با مناسب‌ترین شدت مؤثر که کمترین آسیب را به دنبال داشته باشد، بتوان جهت پیشگیری و درمان ضعف‌های جسمانی دوران سالمندی یک برنامه تمرینی مطلوب و ایمن طراحی کرد.

روش پژوهش

این تحقیق از نوع نیمه تجربی با طرح پیش و پس‌آزمون با گروه کنترل و یک کار آزمایی بالینی تصادفی، یک‌سو کور بود که به مقایسه اثر هشت هفته تمرین ترکیبی ویبریشن - طناب زنی با دو شدت مختلف بر شاخص‌های

[1] Electromyography Root Mean Square
[2] Overload
[3] Large Effect-Size
[4] EMG

الکترومایوگرافی عضلات مردان سالمند پرداخت. مطالعه حاضر مصوب در کمیته پژوهشی دانشگاه حکیم سبزواری با کد اخلاق IR.HSU.REC.1398.002 و شماره کدIRCT20200109046063N1 در مرکز ثبت کار آزمایی بالینی ایران تائید شد.

جامعه آماری شامل مردان سالمند بین۷۰-۶۰ سال ساکن در مرکز سالمندان بودند. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار G-POWER برای آزمون آنوا با اندازه‌گیری‌های تکراری، با توان ۰/۹ و اندازه اثر ۰/۳۲ و سطح خطای آلفا برابر ۰/۰۵، ۳۶ نفر تعیین گردید ۲۳-۲۲(۳۱،۳۲). سپس از بین ۵۳ سالمند مرد واجد شرایط ۳۶ نفر انتخاب و به روش تصادفی و یک‌سو کور به سه گروه تمرینی یک، شدت زیاد (n=۱۲) تمرین ویبریشن با فرکانس۴۰ هرتز و دامنه ۳ میلی‌متر + تمرین طناب زنی، گروه تمرینی دو، شدت کم (n=۱۲) تمرین ویبریشن با فرکانس ۲۵ هرتز و دامنه ۳ میلی‌متر + تمرین طناب زنی و گروه کنترل (n=۱۰) بدون تمرین، تقسیم شدند. برای تعیین واحدهای پژوهش در سه گروه ۱۲ نفری از روش تصادفی سازی ساده (پرتاب تاس) استفاده شد. به‌طوری‌که اعداد ۱ و ۲ برای گروه کنترل، اعداد ۳ و ۴ برای گروه تجربی با شدت کم و اعداد ۵ و ۶ برای گروه تجربی با شدت زیاد در نظر گرفته شد. با پرتاب تاس، گروه هر فرد مشخص شد و تا تکمیل حجم نمونه ادامه داشت. قبل از اجرای تحقیق پرسش‌نامه‌ای که شامل برخی اطلاعات فردی، سوابق پزشکی و ورزشی، پرسشنامه آمادگی برای فعالیت (PAR-Q) و برگه رضایت‌نامه بود توسط آزمودنی‌ها تکمیل شد.

شرکت‌کنندگان در یک جلسه توجیهی هدف از انجام تحقیق و مزیت‌های روش تمرینی منتخب بیان شد و نحوه انجام کار با دستگاه ویبریشن و ورزش طناب زنی و ضبط شاخص‌های الکترومایوگرافی و همچنین انجام معاینات پزشکی توضیح داده شد. شرایط ورود شامل: داشتن سطح سلامت عمومی با استفاده از پرسش‌نامه پزشکی و تائید پزشک تیم تحقیقاتی، توانایی شرکت منظم در تمرینات ورزشی با استفاده از پرسش‌نامه بین‌المللی فعالیت جسمانی[1] و عدم اختلالات قلبی عروقی و اختلال دریچه‌ای، آرتروز شدید و بیماری‌های مفصلی، دیابت ملیتوس وابسته به انسولین، مفاصل مصنوعی در پا، زانو و ران، مشکلات دیسک و مهره‌های کمری، آغازگر مصنوعی ضربان قلب، پروتز زانو یا لگن، ناتوانی عضلانی اسکلتی، التهاب و عفونت‌های شدید، معلولیت حرکتی و بیماری صرع بود و شرایط خروج نیز شامل: عدم شرکت منظم در جلسات تمرینی، مشکلات احتمالی جسمانی و دلایل شخصی بود.

برنامه تمرینی WBV با توجه به پیشینه مطالعات انجام‌شده و با رعایت اصول علم تمرین به‌صورت محقق ساخته بود. در شروع جلسات تمرینی ابتدا حرکات کششی، گرم کردن عمومی و گرم کردن اختصاصی اجرا و سپس تمرین ویبریشن به مدت هشت هفته و هر هفته سه جلسه و در هر جلسه ۳۰ دقیقه (چهار ست یک‌دقیقه‌ای در چهار هفته اول و پنج ست یک‌دقیقه‌ای در چهار هفته دوم) در گروه تمرینی یک (شدت زیاد) و گروه دو (شدت کم) اجرا شد. دامنه برای هردو گروه یکسان، برابر با سه میلی‌متر و فرکانس در گروه یک با فرکانس ۴۰ هرتز و در گروه دو با فرکانس ۲۵ هرتز اعمال گردید. استراحت بین ست‌ها ۴۵-۳۰ ثانیه و استراحت بین حرکات ۱۲۰-۹۰ ثانیه بود که با وضعیت‌های مشخص روی دستگاه تمرینی ویبریشن تمام بدن مدل Excel Pro ساخت کمپانی FitVibe کشور آلمان انجام شد. فقط محقق از اختلاف شدت تمرینات آگاه بود و برای یکسان‌سازی مشاهده‌ای از لرزش دستگاه، تمرینات در روزهای جداگانه، اما زمان‌های مشابهی صورت گرفت. گروه کنترل

[1] The International Physical Activity Questionnaire (IPAQ)

بدون مداخله هیچ نوع برنامه تمرینی، فعالیت‌های خود را مطابق روال قبل انجام می‌دادند. برنامه تمرین ویبریشن در جداول ۱ و تصویر ۱ ارائه‌شده است.

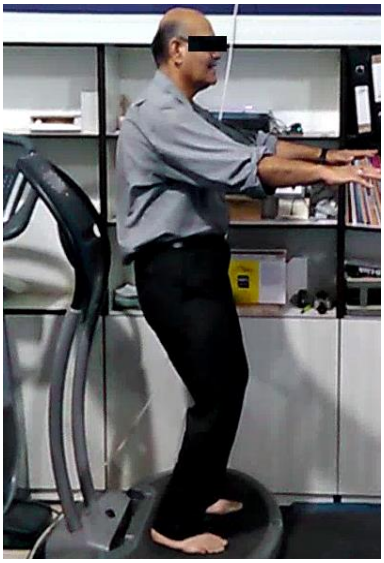
جدول ۱: برنامه تمرینات ویبریشن (گروه ۱ و ۲)

گروه تمرینی			فرکانس (هرتز)	دامنه (میلی‌متر)	دقیقه * تعداد ست		استراحت بین ست (ثانیه)	استراحت بین حرکات (ثانیه)	تعداد جلسات در هفته
					۴ هفته اول	۴ هفته دوم			
(۱) شدت زیاد	ویبریشن	با دو حرکت روی اندام بالاتنه	۴۰	۳	۴*۱	۵*۱	۳۰-۴۵	۹۰-۱۲۰	۳
		با دو حرکت روی اندام پایین‌تنه							
(۲) شدت کم	ویبریشن	با دو حرکت روی اندام بالاتنه	۲۵						
		با دو حرکت روی اندام پایین‌تنه							

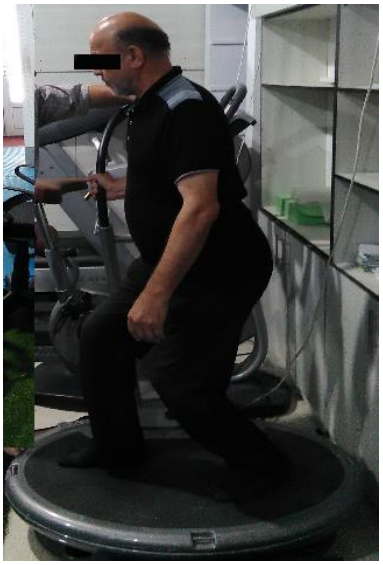
گروه‌های تمرینی ۱ (شدت زیاد) با فرکانس ۴۰ هرتز و دامنه ۳ میلی‌متر و گروه‌های تمرینی ۲ (شدت کم) با فرکانس ۲۵ هرتز و دامنه ۳ میلی‌متر می‌باشد.

حالت شنای کامل (دست‌ها روی صفحه لرزش قرار دارند و زانوها روی زمین ثابت هستند)

فلکشن معکوس ساعد روی صفحه (دست‌ها روی صفحه، پاها روی زمین در وضعیت پشت به صفحه ویبریشن)



اسکات پا (حرکات خم و صاف شدن) روی صفحه ویبریشن



حرکت لانچ

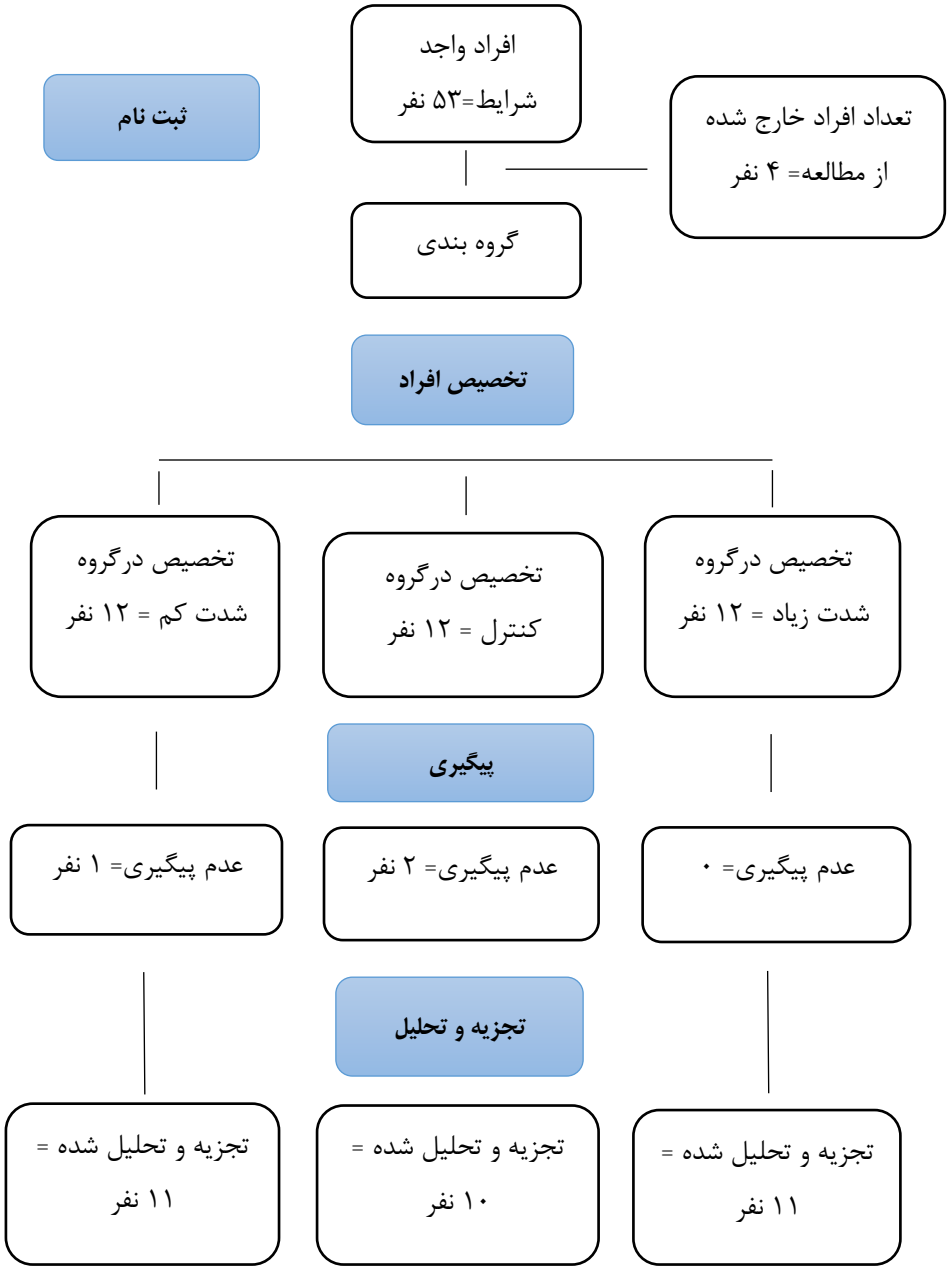
شکل۱: وضعیت‌های مختلف قرار گرفتن روی دستگاه ویبریشن

برنامه تمرینی طناب زنی برای سالمندان: عمل گرم کردن به مدت ۱۰-۵ دقیقه به شکل گرم کردن عمومی و سپس تخصصی شامل طناب زدن آرام و عمل سردکردن به مدت پنج دقیقه راه رفتن و تمرینات کششی بود. تمرینات از جلسه اول به‌صورت ترکیبی با تمرین ویبریشن از دو ست یک‌دقیقه‌ای شروع شد و در جلسات آخر به شش ست یک‌دقیقه‌ای و۳۰ ثانیه استراحت بین ست‌ها و به تعداد ۳۵-۳۰ پرش در دقیقه اعمال شد (۲۴). میزان شدت طناب زنی توسط مقیاس ۲۰-۶ امتیازی بورگ (۲۵) درشدت های سطح ۱۴و ۱۳ اندازه‌گیری و مشخص شد. بین تمرین ویبریشن و طناب زنی پنج دقیقه استراحت فعال شامل حرکات کششی و راه رفتن آهسته صورت گرفت. برنامه تمرینی طناب زنی در جدول ۲ ارائه‌شده است.

جدول ۲: برنامه تمرینی طناب زنی

هفته	اول	دوم	سوم	چهارم	پنجم	ششم	هفتم	هشتم
تعداد ست	۲	۳	۴	۴	۵	۵	۶	۶
زمان ست‌ها (دقیقه)	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱	۱
استراحت بین ست‌ها (ثانیه)	۳۰	۳۰	۳۰	۳۰	۳۰	۳۰	۳۰	۳۰
تعداد پرش در دقیقه	۳۰-۳۵	۳۰-۳۵	۳۰-۳۵	۳۰-۳۵	۳۰-۳۵	۳۰-۳۵	۳۰-۳۵	۳۰-۳۵
تعداد جلسات در هفته	۳	۳	۳	۳	۳	۳	۳	۳

در ابتدای تحقیق ۳۶ نفر آزمونی در سه گروه ۱۲ نفره تقسیم شدند درحالی‌که در طول هشت هفته تمرین چهار نفر از شرکت‌کنندگان به دلیل آسیب‌های ناشی از تمرین و عدم رغبت به ادامه تمرین از تحقیق حذف شدند و پس از حذف افراد آسیب‌دیده ۳۲ آزمودنی باقی ماندند؛ که در گروه یک (شدت زیاد) ۱۱ آزمودنی، در گروه دو (شدت کم) ۱۱ آزمودنی و در گروه کنترل ۱۰ آزمونی شرکت داشتند.



متغیرهای فعالیت الکتریکی عضلانی شامل: هم فعال‌سازی[1] نسبت عضلات موافق و مخالف در اندام‌های تحتانی و فوقانی، دامنه عضله و میانگین طیف فرکانس توان[2] عضلات در اندام‌های تحتانی و فوقانی بود. شیوه ثبت فعالیت الکتریکی عضلانی: برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلانی از دستگاه ثبت سیگنال لکترومایوگرام -atalog MWX8 Bluetoothساخت شرکت Biometrics به همراه چهار الکترود ثبت سطحی فعال SX230 استفاده شد. این الکترودها با چسب‌های T350 روی پوست نصب می‌گردید. از یک الکترود Ag-AgCl ژل زده‌شده‌ی خودچسب نیز به‌عنوان الکترود مرجع استفاده شد که بر بخش فوقانی استخوان کتف نصب گردید. بدین‌صورت که در ابتدا برای کاهش مقاومت الکتریکی در محل اتصال الکترودها، پوست با استفاده از یک پنبه آغشته به الکل تمیز گردید. سپس الکترودهای خطی EMG سطحی در دونقطه بر روی قسمت شکم عضلات دو سر و سه سر بازویی و راست رانی و دو سر رانی پای برتر آزمودنی‌ها نصب شد. جهت ثبت میزان هم فعال‌سازی نسبت عضلات موافق و مخالف اندام تحتانی هر آزمودنی با قرار گرفتن بر روی صندلی، ۱۰ بار حرکت بلند شدن و نشستن را انجام دادند. در این حالت سیگنال الکترومایوگرام سطحی از دو عضله راست رانی و دو سر رانی ثبت گردید. در مورد هم انقباضی عضلات موافق و مخالف اندام فوقانی نیز ده بار فلکشن و اکستنشن بازو جهت ثبت سیگنال هم انقباضی عضلات دو سر بازویی و سه سر بازویی انجام شد. جهت ثبت سیگنال دامنه و فرکانس میانگین طیف توان از عضلات موردنظر، سه تکرار با حداکثر انقباض ایزومتریک (با فشار حداکثری همراه با تشویق به دست آزمونگر) به مدت پنج ثانیه درحرکت فلکشن و اکستنشن بازو و زانو انجام شد.

ثبت شاخص‌های الکترومایوگرافی در دو مرحله پیش از برنامه تمرینی و بعد از هشت هفته برنامه تمرینی صورت گرفت. برای فیلتر کردن سیگنال‌ها، از یک فیلتر پایین گذر[3] و یک فیلتر بالاگذر[4] استفاده شد. ابتدا با یک فیلتر پایین گذر، فرکانس‌های بالاتر از ۵۰۰ هرتز حذف شد و به دلیل جلوگیری از سیگنال‌های آرتیفکتی که عموماً دارای فرکانس پایین هستند؛ سیگنال‌های کمتر از ۱۰ هرتز نیز حذف شد؛ بنابراین، پهنای باند فیلتر شده برای الکترومایوگرافی سطحی بین ۵۰۰-۱۰ هرتز در نظر گرفته شد. سپس به‌منظور پردازش سیگنال‌ها، از نرم‌افزار متلب[5] استفاده شد؛ بدین‌صورت که ابتدا دامنه موج الکترومایوگرافی عضله دو سر بازویی، سه سر بازویی، راست رانی و دو سر رانی و میانگین فرکانس توان[6] با استفاده از مقادیر مطلق میانگین سیگنال‌های اصلاح‌شده در بازه‌های زمانی یک‌ثانیه‌ای[7] محاسبه شد، سپس مدت‌زمان انقباض به تناوب‌های زمانی ۱۰ درصد تقسیم شد و بزرگی موج الکترومایوگرافی و میانگین فرکانس توان محاسبه‌شده در بازه‌های زمانی یک‌ثانیه‌ای برای هر ۱۰ درصد از مدت‌زمان میانگین انقباض، گرفته شد. از مقادیر مطلق میانگین سیگنال‌های اصلاح‌شده در مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون و تفاوت این دو در هر عضله، مقادیری به دست آمد که بعد از تقسیم مقادیر عضله راست رانی به دو سر رانی، میزان نسبت هم فعال‌سازی[8] راست رانی به دو سر رانی حاصل

[1] Co-activation
[2] Median power frequency
[3] Low pass
[4] High pass
[5] Matlab
[6] Mean power frequency
[7] Window Secand Time
[8] Ratio of coactivation

گردید (۲۶). ضبط فعالیت‌های الکتریکی (EMG) از عضلات موردنظر توسط دستگاه الکترومیوگرام قبل از شروع و بعد از پایان دوره تمرینی ثبت گردید که به مدت یک هفته به طول انجامید.

روش‌های تجزیه و تحلیل آماری

جهت تحلیل داده‌ها از روش آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر استفاده شد. برای بررسی پذیره‌های زیربنایی از آزمون شاپیرو- ویلک (لیلی فورس)، برای ارزیابی طبیعی بودن توزیع داده‌ها پیش و پس از تمرین، آزمون لون و برای بررسی همگنی گروه‌ها در پیش‌آزمون و پس‌آزمون و آزمون باکس (برای بررسی ثابت بودن ماتریس کواریانس خطا) اجرا شد. در متغیرهای هم فعالیتی دو سر – سه سر بازویی، بیشینه فعالیت دو سر بازویی، بیشینه فعالیت سه سر بازویی، فرکانس میانگین توان دو سر بازویی، فرکانس میانگین توان سه سر بازویی، هم فعالیتی راست رانی- دو سر رانی، بیشینه فعالیت دو سر رانی، فرکانس میانگین توان دو سر رانی که مقدار- p بزرگ‌تر از پنج‌صدم بود، از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر به روش کمترین توان های دوم استفاده شد و در متغیرهای بیشینه فعالیت چهار سر رانی و فرکانس میانگین توان راست رانی که پیش‌فرض‌های همگنی و طبیعی بودن وجود نداشته است ($p\leq ۰/۰۵$)، از روش تحلیل واریانس با اندازه‌های مکرر وزن‌دار شده (وزنی) استفاده شد. در صورت معناداری برای تعیین محل اختلاف از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. سطح معناداری نیز ($p\leq ۰/۰۵$) در نظر گرفته شد. در تجزیه‌وتحلیل همه داده‌ها نیز از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ استفاده شد.

یافته‌ها

مشخصات آزمودنی‌ها و داده‌های توصیفی در جدول ۳ و ۴ ارائه‌شده است.

جدول ۳: مشخصات آزمودنی‌ها در دو گروه قبل از انجام دوره تمرینی

شاخص	گروه ۱ انحراف معیار± میانگین	گروه ۲ انحراف معیار± میانگین	گروه کنترل انحراف معیار± میانگین
سن (سال)	۶۵/۷۸±۳/۲۷۰	۶۶/۱۱±۴/۷۵	۶۵/۶۲±۴/۴۷۰
قد (سانتیمتر)	۱۷۱/۷۸±۳/۰۷۳	۱۶۷/۸۹±۳/۶۵	۱۶۸/۱۲±۴/۹۹۸
وزن (کیلوگرم)	۷۸/۸۳±۳/۸۹۵	۷۶/۴۶±۳/۶۵	۷۵/۸۴±۶/۳۴۳
شاخص توده بدن (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۶/۶۹±۰/۵۶۴	۲۷/۱۱±۰/۵۲۶	۲۶/۷۸±۱/۰۰۸

جدول ۴: داده‌های توصیفی (میانگین ± انحراف معیار) شاخص‌های الکترومایوگرافی

متغیرها / گروه‌ها		گروه تمرینی۱ شدت زیاد	گروه تمرینی۲ شدت کم	گروه کنترل	اثر زمان	اثر گروه	اثر زمان × گروه
هم فعالیتی عضلات دو سر- سه سر بازویی (درصد)	پیش‌آزمون	۵۱/۱۱±۲/۶۱۴	۵۲/۹۴±۳/۹۲۲	۵۰/۲۸±۴/۹۶۹	۰/۰۰۱	۰/۰۰۸	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	۴۱/۵۵ ±۲/۰۸۳	۴۱/۵۲±۲/۲۴۹	۵۱/۷۳±۲/۸۰۵			
	درصد تغییرات	-۲۴/۶۰	-۲۱/۵۷	۲/۸۸			
بیشینه فعالیت عضله دو سر بازویی (میکرو ولت)	پیش‌آزمون	۰/۵۱۳±۰/۰۳۱	۰/۵۲۰±۰/۰۴۲	۰/۵۰۷±۰/۰۵۶	۰/۰۰۱	۰/۰۰۳	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	۰/۶۹۷±/۰/۰۸۵	۰/۶۶۳±۰/۰۷۹	۰/۵۰۰±۰/۰۸۴			
	درصد تغییرات	۳۵/۸۶	۲۷/۵	-۱/۳۸			
بیشینه فعالیت عضله سه سر بازویی (میکرو ولت)	پیش‌آزمون	۰/۱۱۹±۰/۰۲۰	۰/۱۱۹±۰/۰۲۳	۰/۱۰۸±۰/۰۲۳	۰/۰۰۱	۰/۰۱۸	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	۰/۱۵۷±۰/۰۲۰	۰/۱۵۴±۰/۰۲۲	۰/۱۰۹±۰/۰۲۱			
	درصد تغییرات	۳۱/۹۳	۲۹/۴۱	۰/۹۲			
فرکانس میانگین توان عضله دو سر بازویی (هرتز)	پیش‌آزمون	۴۲/۰۰±۲/۸۴۵	۴۱/۷۷±۲/۸۰۷	۴۱/۷۴±۲/۴۳۲	۰/۰۰۱	۰/۰۱۷	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	۴۹/۲۴±۳/۸۳۹	۴۹/۰۵±۳/۵۷۷	۴۱/۵۴±۲/۳۸۱			
	درصد تغییرات	۱۷/۲۳	۱۷/۴۲	-۰/۴۷			
فرکانس میانگین توان عضله سه سر بازویی (هرتز)	پیش‌آزمون	۴۴/۱۵±۴/۷۶۳	۴۴/۰۱±۴/۳۶۷	۴۲/۲۰±۳/۲۵۳	۰/۰۰۱	۰/۰۲۹	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	۵۰/۸۹±۴/۹۰۱	۴۹/۹۶±۳/۵۸۸	۴۲/۴۸±۲/۹۸۱			
	درصد تغییرات	۱۵/۲۶	۱۳/۵۱	۰/۶۶			

متغیرها / گروه‌ها		گروه تمرینی۱ شدت زیاد	گروه تمرینی۲ شدت کم	گروه کنترل	اثر زمان	اثر گروه	اثر زمان × گروه
هم فعالیتی عضلات راست رانی-دو سر رانی (درصد)	پیش‌آزمون	۶۱/۰۶±۳/۲۵۵	۶۰/۱۳±۳/۴۹۶	۶۲/۴۷±۴/۷۵۵	۰/۰۰۱	۰/۰۱۷	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	۵۲/۳۵±۳/۸۱۹	۵۳/۶۵±۶/۳۱۱	۶۲/۵۶±۴/۶۸۴			
	درصد تغییرات	-۱۴/۲۶	-۱۰/۷۷	۰/۱۴			
بیشینه فعالیت عضله راست رانی (میکرو ولت)	پیش‌آزمون	۰/۱۹۴±۰/۰۲۳	۰/۲۰۰±۰/۰۲۲	۰/۱۸۶±۰/۰۴۶	۰/۰۰۱	۰/۰۲۱	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	۰/۲۶۱±۰/۰۲۴	۰/۲۵۴±۰/۰۲۲	۰/۱۸۹±۰/۰۴۴			
	درصد تغییرات	۳۴/۵۳	۲۷	۱/۶۱			
بیشینه فعالیت عضله دو سر رانی (میکرو ولت)	پیش‌آزمون	۰/۱۷۰±۰/۰۲۴	۰/۱۷۱±۰/۰۲۳	۰/۱۷۲±۰/۰۲۳	۰/۰۰۱	۰/۰۲۰	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	۰/۲۴۰±۰/۰۲۸	۰/۲۳۷±۰/۰۲۶	۰/۱۷۵±۰/۰۱۸			
	درصد تغییرات	۴۱/۱۷	۳۸/۵۹	۱/۷۴			
فرکانس میانگین توان عضله راست رانی (هرتز)	پیش‌آزمون	۸۱/۱۱±۲/۴۵۵	۸۰/۸۸±۲/۹۶۷	۷۹/۷۱±۲/۷۸۳	۰/۰۰۱	۰/۰۱۹	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	۸۷/۵۳±۲/۶۹۲	۸۷/۵۱±۲/۶۸۳	۸۱/۰۱±۴/۵۱۰			
	درصد تغییرات	۷/۹۱	۸/۱۹	۱/۶۳			
فرکانس میانگین توان عضله دو سر رانی (هرتز)	پیش‌آزمون	۸۱/۰۶±۲/۸۴۱	۸۰/۵۳±۲/۵۸۳	۷۸/۷۸±۳/۹۰۷	۰/۰۰۱	۰/۰۱۳	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	۸۶/۳۹±۲/۷۷۴	۸۵/۹۹±۲/۶۹۳	۷۹/۸۱±۳/۶۷۹			
	درصد تغییرات	۶/۵۷	۶/۷۸	۱/۳۰			

$p<۰/۰۵$ بعنوان سطح معناداری در نظر گرفته شده است

بحث و بررسی

یافته‌های به‌دست‌آمده از این مطالعه نشان داد برنامه تمرینات ترکیبی ویبریشن و طناب زنی با دو شدت مختلف کاهش معناداری در هم انقباضی نسبت فعالیت عضلات موافق و مخالف گروه‌های تمرینی ۱ و ۲ (به ترتیب عضله دو سر – سه سر بازویی (٪۲۴/۶۰-؛ ٪۲۱/۵۷-) و عضله راست رانی – دو سر رانی (٪۱۴/۲۶-؛ ٪۱۰/۷۷-) نسبت به گروه کنترل داشت (p≤۰/۰۵) و تفاوت معناداری در هم انقباضی عضلات بین دو گروه با شدت زیاد و کم مشاهده نشد. ولی درمجموع با مقایسه میانگین‌ها، گروه یک میانگین بالاتری نسبت به گروه دو داشت. نتایج این تحقیق با تحقیقات سیم‌سک[1] و همکاران (۲۰۱۵)؛ جیمنز[2] و همکاران (۲۰۱۵) همخوانی دارد و با تحقیق پوجاری و همکاران (۲۰۱۹) همخوانی ندارد. سیم‌سک و همکاران (۲۰۱۵) با اعمال تمرینات ویبریشن با فرکانس ۴۰–۳۵–۳۰ هرتز و دامنه ۴–۲ میلی‌متر کاهش معناداری در هم انقباضی نسبت فعالیت عضلات پهن میانی، پهن جانبی و دو سر رانی مشاهده کردند و در فرکانس‌های بالاتر ۴۰ هرتز و دامنه ۴ میلی‌متر این سازگاری میانگین بهبود بهتری داشت ولی در عضله راست رانی تغییرات معنادار نبود. جیمنز و همکاران (۲۰۱۵) نیز با اعمال تمرینات ویبریشن با فرکانس ۴۲–۳۱–۱۸ هرتز و ۸۰–۵۰ –۲۰ درصد حداکثر فشار بار، افزایش معناداری در فعال‌سازی عضلات موافق اندام فوقانی یافتند و در فرکانس ۴۲ هرتز این میانگین بالاتر بود اما در فعال‌سازی عضلات مخالف تغییرات معناداری مشاهده نشد و درنتیجه باعث کاهش هم انقباضی در جفت عضلات موردنظر شد. پوجاری و همکاران (۲۰۱۹) هم طی تمرینات ویبریشن با فرکانس ۵۰–۳۰ هرتز و دامنه‌های ۱/۵– ۰/۵ میلی‌متر کاهش معناداری در هم انقباضی عضلات موافق و مخالف اندام تحتانی در تمرین با شدت زیاد نسبت به شدت کم مشاهده کردند؛ ولی در عضله راست رانی ترکیبی از بالاترین فرکانس و دامنه ارتعاش (۵۰ هرتز–۱/۵ میلی‌متر) به بالاترین سازگاری منجر نشد؛ نتایج مطالعه نشان داد که ترکیبی از فرکانس و دامنه بالاتر لزوماً باعث افزایش بیشتر پاسخ عصبی عضلانی نمی‌شود بلکه ترکیبی از فرکانس و دامنه به همراه سطح عضله و زاویه مفصل هنگام ایستادن روی دستگاه ویبریشن برای مشخصات شدت بهینه تحریکات ویبریشن، اهمیت دارند و پاسخ‌های عضلات راست رانی می‌تواند یک استراتژی عصبی– عضلانی برای مقابله فشار عضلات هنگام قرار گرفتن در معرض ویبریشن باشد (۲۷). ازنظر سیم‌سک و همکاران (۲۰۱۵) سطح پاسخ عضلانی به فرکانس ارتعاش‌های مکانیکی اعمال‌شده، با فرکانس‌های بالاتر بستگی دارد که منجر به فعالیت عضلانی بیشتر می‌شود. مکانیسم احتمالی عدم تغییرات در عضله راست رانی این است که عضلات، تاندون‌های باریک و بلند و زوایای مختلفی دارند که باعث جذب تحرکات ارتعاشی شده و در تفاوت پاسخ به سازگاری در هم‌انقباضی عضلات موافق و مخالف نقش دارند. همچنین با توجه به وجود تفاوت‌های فردی در افراد، پاسخ به ترکیب کاربردی فرکانس و دامنه می‌تواند متفاوت باشد و باعث مسائل بحث‌برانگیز مربوط به برنامه‌های تمرینی شود (۲۸). جیمنز و همکاران (۲۰۱۵) نیز عدم تعادل در فعالیت عضلات موافق و مخالف را به وضعیت بیومکانیکی آن‌ها گزارش کرده‌اند (۲۹).

کاهش در هم انقباضی دو عضله مخالف به این معناست که نقش عضلات موافق در تولید نیرو و توان بیشینه افزایش و در عضلات مخالف کاهش پیداکرده است که نتیجه آن ایجاد سازگاری‌هایی در جفت عضلات فوق می‌باشد. در غیر این صورت فعالیت عضله مخالف باعث ایجاد یک مقاومت اضافی می‌شود که عضلات

[1] Simsek et al
[2] Jimenez et al

موافق باید بر آن غلبه کند. این سازگاری باعث کنترل بهینه در فعال‌سازی عضلات و کمک به افزایش عملکرد و بهره‌وری انرژی در انقباض عضلات می‌شود. همچنین یکپارچگی و ثبات فعال مفصل زانو را در طی افزایش گشتاور مفصل به دنبال دارد (۳۰). این هم فعال‌سازی عضلانی ناشی از یک رابطه خطی در EMG لحظه‌ای است که به‌طور هم‌زمان با افزایش حداکثر ظرفیت تولید نیرو و کاهش فعال شدن جفت عضلات موافق و مخالف نمایان می‌شود. یک دلیل مهم این کاهش را به نقش مکانیسم‌های فوق نخاعی و قشری نخاعی ربط می‌دهند؛ که این‌گونه تمرینات می‌تواند رمزگذاری خاصی را در عضلات مخالف اعمال کند (۲۸،۳۱). به عبارتی یک نوع سازگاری عصبی- عضلانی در اثر افزایش نیروی عضلانی منجر به چنین تغییری در قشر حرکتی مغز می‌شود. همچنین تحریک سلول‌های رنشاو[1] یا مهاری در قشر مغز و تحریک سلول‌های پورکینژ مهاری در مخچه افزایش‌یافته و این امر منجر به افزایش نقش مهاری عضلات مخالف در تأثیرپذیری از قشر مغز و مخچه می‌شود (۲۹،۳۲).

همچنین یافته‌های به‌دست‌آمده از این مطالعه بیانگر آن است که یک دوره برنامه تمرینات ترکیبی ویبریشن و طناب زنی با دو شدت تمرینی (شدت زیاد و کم) افزایش معناداری در بیشینه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات گروه‌های تمرینی ۱ و ۲ به ترتیب در عضله دو سر بازویی (۳۵/۸۶٪؛ ۲۷/۵٪)، عضله سه سر بازویی (۳۱/۹۳٪؛ ۲۹/۴۱٪) عضله راست رانی (۳۴/۵۳٪؛ ۲۷٪) و عضله دو سر رانی (۴۱/۱۷٪؛ ۳۸/۵۹٪) نسبت به گروه کنترل داشت ($p\leq$۰/۰۵) و این در حالی است که گروه تمرینی با شدت زیاد، میانگین بهبود بیشتری را نشان دادند؛ اما بین تمرینات با شدت زیاد و کم تفاوت معناداری مشاهده نشد ($p>$۰/۰۵). این نتایج با یافته‌های لینهارد[2] و همکاران (۲۰۱۷)؛ کارلوسی[3] و همکاران (۲۰۱۵) همخوانی دارد و با تحقیقات کیم[4] و همکاران (۲۰۱۵)؛ پوجاری و همکاران (۲۰۱۹) همخوانی ندارد. لینهارد و همکاران (۲۰۱۷) با اعمال تمرینات ویبریشن با سه شدت ۶-۱۱ و ۱۶ هرتز و دامنه‌های ۲/۵ -۰/۹ و ۴ میلی‌متر؛ کارلوسی و همکاران (۲۰۱۵) با فرکانس ۵۵-۲۰ هرتز و دامنه۲ میلی‌متر در بین دو گروه افراد جوان و افراد مسن هردوی آن‌ها درصد معناداری بیشتری در مقادیر دامنه الکترومایوگرافی عضلات افراد مسن مشاهده کردند (۳۳). کیم و همکاران (۲۰۱۵) نیز به این نتیجه رسیدند که تمرینات ویبریشن با فرکانس‌های ۱۰-۰ و ۲۰ هرتز با سه حالت لگن (خنثی، شیب خلفی و شیب قدامی) روی پلت فرم دستگاه ویبریشن، شدت تمرینی با فرکانس۲۰ و ۱۰-۰ هرتز منجر به افزایش معناداری در دامنه الکترومایوگرافی عضلات موردنظر شد و در فرکانس ۲۰ هرتز میانگین بهبود بیشتری داشت ولی در فرکانس ۱۰-۰ روی عضله راست شکمی[5] و فرکانس ۲۰ هرتز روی عضله مایل شکمی[6] و نیم وتری[7] تفاوت معنادار نبود (۳۴). پوجاری و همکاران (۲۰۱۹) هم طی تمرینات ویبریشن با فرکانس ۵۰-۳۰ هرتز و دامنه‌های ۱/۵- ۰/۵ میلی‌متر افزایش معناداری در دامنه الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در تمرین با شدت زیاد نسبت به شدت کم مشاهده کردند؛ ولی در عضله راست رانی در فرکانس۵۰ هرتز و دامنه ۱/۵ میلی‌متر تفاوت معنادار نبود (۲۷).

[1] Renshaw et al
[2] Lienhard et al
[3] Carlucci et al
[4] Kim et al
[5] Rectus abdominis
[6] External oblique
[7] Semitendinosus

از لحاظ فیزیولوژیکی هرگونه افزایش در مقادیر دامنه EMG به افزایش درشدت انقباض و به‌کارگیری بیشتر تارهایFT نسبت داده می‌شود و می‌تواند منجر به کاهش آستانه فعالیت واحدهای حرکتی FT و افزایش نرخ آتش‌بار واحدهای حرکتی شود ۳۳(۴۴). ازلحاظ عملکردی نیز این سازگاری‌ها در عملکرد واحدهای حرکتی، منجر به توسعه توان و افزایش میزان توسعه نیرو، دو متغیر مهم و تأثیرگذار بر عملکرد عضله می‌شوند (۳۴). دلایل اختلاف‌نظر در نتایج احتمالاً ناشی از تفاوت درشدت و مدت تمرین، وضعیت‌های ایستادن و زاویه مفصل روی صفحه پلت‌فرم ارتعاش، استفاده از نوع سکوی ارتعاش (عمودی، افقی، سینوسی) هنگام تمرینات ویبریشن و اختلاف در مقایسه فرایند فیلتر کردن سیگنال‌ها[1] باشد (۲۷،۳۴). کیم و همکاران (۲۰۱۵) معتقدند که برای تأثیرات بهتر ویبریشن باید از شدت‌های بالا استفاده شود و احتمالاً علت دیگر معنادار نبودن نتایج در عضلات فوق موقعیت لگن درشیب‌های خنثی و قدامی بود (۳۴). در مطالعه پوجاری و همکاران (۲۰۱۹) نیز علت اختلاف در نتایج احتمالاً شدت‌های پایین فرکانس و دامنه ویبریشن به همراه تفاوت در سطح عضله و زاویه مفصل هنگام ایستادن روی دستگاه ویبریشن باشد (۲۷).

متغیر دیگری که در تحقیق حاضر موردبررسی قرار گرفت فرکانس میانگین توان عضلات دو سر و سه سر بازویی – راست و دو سر رانی بود که در گروه‌های تمرینی ۱ و ۲ به ترتیب در عضله دو سر بازویی (۱۷/۲۳٪؛ ۱۷/۴۲٪)، عضله سه سر بازویی (۱۵/۲۶٪؛ ۱۳/۵۱٪)، عضله راست رانی (۷/۹۱٪؛ ۸/۱۹٪) و عضله دو سر رانی (۶/۵۷٪؛ ۶/۷۸٪) نسبت به گروه کنترل افزایش معناداری داشت ($p\leq ۰/۰۵$) و این در حالی است که گروه تمرینی با شدت زیاد، میانگین بهبود بیشتری را نشان دادند؛ اما بین تمرینات با شدت زیاد و کم تفاوت معناداری مشاهده نشد ($p>۰/۰۵$). نتایج این تحقیق با تحقیقات گوتیرز[2] و همکاران (۲۰۱۴)؛ لینهارد و همکاران (۲۰۱۷) همخوانی داشت ولی یافته ناهم‌سویی در این خصوص یافت نشد. گوتیرز و همکارانش (۲۰۱۴) تمرینات ویبریشن را با گروه‌های تمرینی ویبریشن به‌تنهایی و ویبریشن با گرفتن دینامومتر با شدت ۵۰ هرتز و دامنه ۲/۵ میلی‌متر روی عضلات اندام فوقانی انجام دادند که باعث افزایش معناداری در فرکانس میانگین عضلات آزمودنی‌ها شد. لینهارد و همکاران (۲۰۱۷) نیز به این نتیجه رسیدند که برنامه‌های تمرینات ویبریشن با سه شدت ۱۱–۶ و ۱۶ هرتز و دامنه‌های ۲/۵ –۰/۹ و ۴ میلی‌متر در بین دو گروه افراد جوان و افراد مسن باعث میانگین بهبود بیشتری در مقادیر فرکانس میانه عضلات افراد مسن شد (۳۵). نکته قابل‌توجه، افزایش فرکانس میانگین توان عضله درشدت‌های بالاتر نسبت به شدت‌های پایین‌تر می‌باشد. می‌توان این‌گونه نتیجه‌گیری کرد که سازگاری عصبی بیشتر درشدت‌های بالاتر حاصل می‌شود. به عبارتی به‌کارگیری و تخلیه بیشتر واحدهای حرکتی، هم‌زمانی واحدهای حرکتی و نرخ کدگذاری بالاتر این واحدها (۳۵)، سرعت هدایت تار عضلانی و تا حدودی فرکانس شلیک واحدهای حرکتی بیشتر (۳۶) و افزایش میزان توسعه نیرو پس از تمرینات ویبریشن (۳۷) در این شدت به دست می‌آید.

با توجه به مطالب عنوان‌شده و نتایج تحقیق حاضر به نظر می‌رسد ویژگی‌های تمرین ویبریشن کل بدن با شدت کم نیز آستانه‌ی لازم جهت توسعه‌ی نیرو و کاهش هم فعال‌سازی عضلات موافق و مخالف و توسعه‌ی توان عضلانی را در سالمندان سالم فراهم کرده است اما با توجه به میانگین بیشتر شاخص‌های مذکور در گروه تمرینی با شدت زیاد، این احتمال وجود دارد که با طولانی‌تر شدن دوره‌ی تمرینی، سازگارهای فیزیولوژیایی ناشی از

[1] Adaptive filtering method or spectral linear interpolation
[2] Gutierrez et al

شدت بالا مانند افزایش به‌کارگیری واحدهای حرکتی بیشتر، افزایش انسجام بیشتر در واحدهای حرکتی همسو در تولید نیرو بتواند تأثیر بیشتری به‌جای بگذارد که البته نیاز به بررسی‌های دقیق‌تری در مطالعات آینده دارد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که تمرینات ویبریشن کل بدن با فرکانس‌های ۴۰ و ۲۵ هرتز و دامنه ۳ میلی‌متر به همراه تمرینات طناب زنی در هردو گروه تمرینی نسبت به گروه کنترل سبب بهبود شاخص‌های الکترومایوگرافی شدند، اما تفاوت معناداری بین دو گروه مشاهده نشد. تفاوت میانگین‌ها در شاخص‌های موردبررسی در گروه شدت زیاد، بیشتر بود و احتمالاً بتواند به‌عنوان یک شدت مؤثر در استفاده از ترکیب تمرینات ویبریشن- طناب زنی توصیه شود. با توجه به این‌که هردو شدت تمرینی آثار مثبتی بر شاخص‌های عصبی-عضلانی داشتند و تفاوت معناداری را در نوع اثرگذاری مشاهده نکردیم، سالمندانی که در دامنه‌ی سنی ۷۰-۶۰ سال هستند احتمالاً بتوانند از هردو نوع تمرین با توجه به شرایط جسمانی خود بهره ببرند. همچنین یکی از مزایای این مطالعه استفاده از طناب زنی در کنار انجام تمرینات ویبریشن بود که دسترسی آسان و بدون هزینه‌ای را برای تمامی افراد، ایجاد می‌کند؛ بنابراین توصیه می‌شود طراحان برنامه‌های ورزشی ویژه سالمندان، این تمرینات را به‌عنوان بخشی از برنامه تمرینی آن‌ها قرار دهند.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله نویسندگان مقاله از کلیه افرادی که در تحقیق حاضر مشارکت داشتند تقدیر و تشکر می‌نمایند.

منابع

1. Madureira M M, Takayama L, Gallinaro A, Caparbo V, Costa R, & Pereira R M. (2017). Balance training program is highly effective in improving functional status and reducing the risk of falls in elderly women with osteoporosis:a randomized controlled trial.Osteoporosis International;18(4): 419-425.
2. Niewiadomski W, Cardinale M, Gasiorowska A, Cybulski G, Karuss B, & Strasz A. (2005). Could Vibration Training Be an Alternative to Resistance Training in Reversing Sarcopenia? Journal of Human Kinetics; 14: 3.
3. Booth C E. (2004). Water exercise and its effect on balance and gait to reduce the risk of falling in older adults. Activities, adaptation & aging; 28(4):45-57.
4. Delecluse C, Roelants M, & Verschueren S. (2003). Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. Medicine & Science in Sports & Exercise; 35(6): 1033-1041.
5. Fratini A, Cesarelli M, Bifulco P, LaGatta A, & Pasquariello G. (2009). Analysis of muscle motion during whole body vibration training. Gait & Posture; (30): 67-68.
6. Rubin C, Recker R, Cullen D, Ryaby J, McCabe J, McLeod K. (2004). Prevention of postmenopausal bone loss by a low-magnitude, high-frequency mechanical stimuli: a clinical trial assessing compliance, efficacy and safety. J Bone Miner Res; 19: 343–51.
7. Prisby RD, Lafage-Proust MH, Malaval L, Belli A, Vico L. (2008). Effects of whole body vibration on the skeleton and other organ systems in man and animal models: what we know and what we need to know. Ageing Res Rev; 7: 319– 29.
8. Kiiski J, Heinonen A, Jaervinen TL, Kannus P, Sievanen H. (2008). Transmission of vertical whole body vibration to the human body. J Bone Miner Res; 23: 1318–25.
9. Brooke-Wavell K and N Mansfield. (2009). "Risks and benefits of whole body vibration training in older people." Age and ageing;38: 254-255.
10. Goodwin R D. (2003). Association between physical activity and mental disorders among adults in the United States. Preventive medicine; 36(6): 698-703.
11. Moran J, Ramirez-Campillo R, & Granacher U. (2018). Effects of jumping exercise on muscular power in older adults: a meta analysis. Sports Medicine; 48(12):2843-2857.
12. Coffey V G, Hawley J A. (2007). The molecular bases of training adaptation. Sports medicine; 37(9):737-63.
13. Cardinale M and C Bosco. (2003). The use of vibration as an exercise intervention. Exercise and sport sciences reviews; 31(1): 3-7.
14. Roelants M, Delecluse C & Verschueren S M. (2004). Whole- body- vibration training increases knee- extension strength and speed of movement in older women. Journal of the American Geriatrics Society; 52(6): 901-908.
15. Hazell T J, Kenno K A, & Jakobi J M. (2010). Evaluation of muscle activity for loaded and unloaded dynamic squats during vertical whole-body vibration." The Journal of Strength & Conditioning Research; 24(7): 1860-1865.
16. Marin P J, Bunker D, Rhea M R, & Ayllon F N. (2009). Neuromuscular activity during whole-body vibration of different amplitudes and footwear conditions: implications for prescription of vibratory stimulation. The Journal of Strength & Conditioning Research; 23(8): 2311-2316.
17. Rittwegerm J, Beller G & Felsenberg D. (2000). Acute physiological effects of exhaustive whole-body. Clinical Physiology; 20 (2): 134-142.

18. Mester J, Spitzenpfeil P & Yue Z. (2008). Vibration loads:potential for strength and power development. Strength and power in sport; 488-501.
19. Mahieu N N, Witvrouw E,Van de Voorde D, Michilsens D, Arbyn V & Van den Broecke W. (2006). Improving strength and postural control in young skiers:whole-body vibration versus equivalent resistance training. Journal of athletic training; 41(3): 286.
20. Pujari A N, Neilson R D, & Cardinale M. (2018). "The Effects of Different Vibration Frequencies, Amplitudes and Contraction Levels on Lower Limb Muscles during Graded Isometric Contractions Superimposed on Whole Body Vibration Stimulation." bioRxiv. (2018); 317602.
21. Glousman R. (1993). Electromyographic analysis and its role in the athletic shoulder. Clin Orthop Relat Res;1(288): 27-34.
22. Miller R M, Heishman A D, Freitas E D, & Bemben M G. (2018). Comparing the acute effects of intermittent and continuous whole-body vibration exposure on neuromuscular and functional measures in sarcopenia and nonsarcopenic elderly women. Dose-Response;16(3), 1559325818797009.
23. Ko M C, Wu L S, Lee S, Wang C C, Lee P F, Tseng C Y & Ho C C. (2017). Whole-body vibration training improves balance control and sit-to-stand performance among middle-aged and older adults: a pilot randomized controlled trial. European Review of Aging and Physical Activity; 14(1): 11.
24. Mofidi Sadr Nafiseh, Askari Roya, Haghighi Amir Hossein. (2020). The effect of a combination of aerobic resistance training on bone density and some blood parameters in overweight and obese postmenopausal women. Journal of Sabzevar University of Medical Sciences; 26 (2): 203-211. [Persian].
25. Karavatas S G,Tavakol K. (2005) Concurrent validity of Borg's rating of perceived exertion in African-American young adults, employing heart rate as the standar.Internet Journal of Allied Health Sciences and Practice;3(1): 5.
26. Konrad P. (2005). The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography; (1): 30-35.
27. Pujari A N, Neilson R D, & Cardinale M. (2019). Effects of different vibration frequencies, amplitudes and contraction levels on lower limb muscles during graded isometric contractions superimposed on whole body vibration stimulation. Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering; (6): 2055668319827466.
28. Simsek D. (2015). The effects of Whole-body vibration on EMG of leg muscles which are different fatigue resistant during static contractions, ISBS-Conference Proceedings Archive.
29. Jimenez S R, Benitez A, Gonzalez M A G, Feliu G M, & Maffiuletti N A. (2015). Effect of vibration frequency on agonist and antagonist arm muscle activity. European journal of applied physiology; 115(6), 1305-1312.
30. Brown S H M & McGill S M. (2008). Co-activation alters the linear versus non-linear impression of the EMG–torque relationship of trunk muscles. Journal of Biomechanics; 41(3): 491–497.
31. Dal Maso F, Longcamp M, & Amarantini D. (2012). Training-related decrease in antagonist muscles activation is associated with increased motor cortex activation: evidence of central mechanisms for control of antagonist muscles. Experimental brain research; 220(3-4): 287-295.
32. Lim J H, Park C B & Kim B G. (2019). The effects of vibration foam roller applied to hamstring on the quadriceps electromyography activity and hamstring flexibility. Journal of exercise rehabilitation; 15(4): 560-565.

33. Carlucci F, Orlando G, Haxhi J, Laudani L, Giombini A, Macaluso A, & Sacchetti, M. (2015). Older age is associated with lower optimal vibration frequency in lower-limb muscles during whole-body vibration. American journal of physical medicine & rehabilitation; 94(7): 522-529.
34. Kim JH, Seo HJ. (2015). Influence of pelvic position and vibration frequency on muscle activation during whole body vibration in quiet standing. J Phys Ther Sci; 27(2): 1055-1058.
35. Lienhard K, Vienneau J, Nigg S, Friesenbichler B, Nigg BM. (2017) Older adults show higher increases in lowerlimb muscle activity during whole-body vibration exercise. J Biomech; 52(1): 55-60.
36. Garcia-Gutierrez M T, Rhea M R & Marin P J. (2014). A comparison of different vibration exercise techniques on neuromuscular performance. J Musculoskelet Neuronal Interact; 14(3): 303-310.
37. Simorgh L, Torkaman G, Firouzabadi SM, Kahrizi S, Naji M. (2013). Short-term effects of whole body vibration training on neuromuscular activity of muscles in important area in respect of osteoporotic fractures in maximal voluntary isometric contraction in young healthy women. J Res Rehabil Sci; 9(2): 490-501. [Persian].

Comparison of the effect of eight weeks of combined vibration-rope skipping training with two different intensities on the indicators elderly men muscle electrography: a randomized, single-blind clinical trial

Mahdi Pouyafar[1], Roya Askari[1*], Seyed Alireza Hosseinai Kakhk[1], Mohsen Damavandi[1], Ali Maleki[2].

1 Department of Exercise Physiology, Faculty of Sport Sciences, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, Iran
2 Department of Biomedical Engineering, Semnan University, Semnan, Iran

[*]**Corresponding author**: r.askari@hsu.ac.ir

Abstract

Background and Purpose: Whole body vibration (WBV) exercises appear to be an effective alternative to improving physical function in the elderly. The aim of this study was to compare the effect of eight weeks of whole body vibration exercises and rope skipping training with two different intensities on electromyography indices of elderly men.

Methodology: 36 elderly men (mean age 65.8 ± 4.2 years; height 169.3 ±3.9 cm; mass 77.1 ± 4.6 kg; body mass index 26.9±0.7 kg.m2) were selected by purposive and available sampling method and randomly divided into three groups of high intensity (N=12), low intensity (N =12), and control (N =10). Vibration exercises were performed in the high intensity group with a frequency of 40 Hz and in the low intensity group with a frequency of 25 Hz, with a range of 3 mm in both groups. Exposure was intermittent (1 min WBV: 35-40 min rest) for 30 min with four positions (full swim, reverse forearm flexion, launch, foot squat) on the vibration device, three times per week for 8 weeks with rope training. In rope training, intensity was applied according to the Borg scale at levels 14 and 13 with 30-35 jumps per minute (one minute set in the first week to six one-minute sets in the seventh and eighth weeks progressively) for both groups. Electromyographic indices of biceps brachii, triceps brachii, rectus femoris and biceps femoris muscles including activation of the ratio of agonist and antagonist muscles, muscle amplitude, and average muscle power frequency using Datalog-MWX8 Bluetooth electromyogram recorder Along with four active recording electrodes, the SX230 were calculated in the pre-test and at the end of eight weeks. Statistical analysis of variance with repeated measures was used to analyze the data and SPSS software version 20. Significance level ($p \geq 0.05$) was considered.

Results: The electromyographic indices (activation of the ratio of agonist and antagonist muscles, muscle amplitude, and average muscle power frequency) in the muscles of the upper and lower limbs in the high intensity and low intensity training groups showed a significant improvement compared to the control group ($p \leq 0.05$). There was no significant difference between the two training groups in any of the variables ($p > 0.05$).

Conclusion: The both the intensity of the combined vibration-rope programs have improved the function of electrical muscle activity in the upper and lower limbs of older men.

Key words: Combined Exercise, Intensity, Electromyography, Aging