اثرات تمرین کوتاه‌مدت با ویبره کل بدن بر فعالیت نوروماسکولار عضلات نواحی مهم از لحاظ شکستگی‌های پوکی استخوان در حداکثر فعالیت ایزومتریک ارادی در زنان جوان سالم

لیلا سیمرغ[1]، گیتی ترکمان[*]، سید محمد فیروز آبادی[2]، صدیقه کهریزی[3]، محسن ناجی[4]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: اثر ویبره کل بدن (Whole body vibration یا WBV) بر پاسخ الکترومایوگرافیک عضلات، بیشتر به صورت حاد و فوری و اغلب در نواحی نزدیک به صفحه ویبره مورد مطالعه قرار گرفته و بررسی اثرات بلندمدت‌تر WBV بر پاسخ الکترومایوگرافی عضلات دور از صفحه ویبره مورد غفلت واقع شده است. هدف این مطالعه، بررسی پاسخ الکترومایوگرافیک عضلات دور از صفحه ویبره به تحریک ویبره با دید درمانی، در نواحی مهم از نظر شکستگی‌های استخوانی حاصل از بیماری پوکی استخوان در جمعیت در معرض خطر ابتلا به این بیماری یعنی زنان بود.

مواد و روش‌ها: ۱۲ زن جوان سالم غیر ورزشکار (۲/۷۱ ± ۲۵/۶۶ سال) در مطالعه طراحی شده به صورت کارآزمایی بالینی یک سوکور شرکت کردند و به طور تصادفی به یکی از گروه‌های ویبره کل بدن (WBV) (تمرین سمی اسکوات استاتیک + ویبره؛ ویبره عمودی، فرکانس ۳۰ هرتز و دامنه قله به قله جابه‌جایی ۳ میلی‌متر) و درمان‌نما (تمرین سمی اسکوات استاتیک بدون ویبره) وارد شدند. به استثنای خاموش بودن دستگاه WBV در گروه درمان‌نما، پروتکل تمرین در هر دو گروه یکسان بود. آزمون‌های الکترومایوگرافی عضلات ارکتوراسپاین کمر، گلوتئوس ماگزیموس و رکتوس فموریس قبل و بعد از ۱۲ جلسه تمرین انجام و پاسخ‌های دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله (Root mean square of Electromyography یا RMS EMG) و فرکانس میانه برای تجزیه و تحلیل استخراج شد.

یافته‌ها: پاسخ RMS دو عضله ارکتوراسپاین کمر (P = ۰/۰۱۷)، گلوتئوس ماگزیموس (P = ۰/۰۱۴) و همچنین فرکانس میانه عضله ارکتوراسپاین کمر (P = ۰/۰۲۰) در اثر تمرین WBV نسبت به قبل از تمرین افزایش نشان داد، اما اثر خالص WBV در مقایسه با تمرین درمان‌نما فقط در RMS عضله گلوتئوس ماگزیموس افزایش معنی‌داری داشت (P < ۰/۰۰۱) و این افزایش به طور قابل توجهی بیش از دو عضله دیگر بود (P = ۰/۰۰۱).

نتیجه‌گیری: نتایج این مطالعه حاکی از تأثیر مثبت خالص ۱۲ جلسه تمرین با WBV بر دامنه فعالیت الکتریکی عضله گلوتئوس ماگزیموس بود. این عضله یکی از عضلاتی است که تقویت آن می‌تواند باعث وارد آوردن نیروهای فیزیولوژیک بر تروکانتر بزرگ فمور و شاید تقویت آن شده و از شکستگی‌های حاصل از بیماری پوکی استخوان در این ناحیه پیشگیری نماید. اهمیت کلینیکی این یافته باید در مطالعات و جمعیت‌های دیگر مانند زنان یائسه بیشتر تحقیق گردد.

کلید واژه‌ها: تمرین WBV، زنان، RMS، فرکانس میانه، فعالیت الکتریکی عضله، پوکی استخوان

ارجاع: سیمرغ لیلا، ترکمان گیتی، فیروز آبادی سید محمد، کهریزی صدیقه، ناجی محسن. **اثرات تمرین کوتاه‌مدت با ویبره کل بدن بر فعالیت نوروماسکولار عضلات نواحی مهم از لحاظ شکستگی‌های پوکی استخوان در حداکثر فعالیت ایزومتریک ارادی در زنان جوان سالم.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۲؛ ۹ (۳): ۵۰۱-۴۹۰.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۱۱/۱۹ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۵/۱۰

این مطالعه حاصل رساله دکتری می‌باشد و با حمایت مالی دانشگاه تربیت مدرس انجام گرفته است.

* استاد، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران (نویسنده مسؤول)

Email: torkamg@modares.ac.ir

۱- گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۲- استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۳- استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۴- مربی، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد دزفول، اهواز، ایران

مقدمه

ورزش ویبره روش جدیدی برای تمرین نوروماسکولار است (۱) که در جمعیت‌های مختلف و با اهداف وسیعی (ورزشی و درمانی) مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این روش، ویبره که یک حرکت نوسانی و از نوع تحریک مکانیکی است می‌تواند به طور مصنوعی با استفاده از صفحه دستگاه WBV (Whole body vibration) به بدن انسان منتقل شود (۲) و به نوبه خود گیرنده‌های حسی و به احتمال زیاد دوک‌های عضلانی را تحریک نماید (۳). شکل موج، دامنه جابه‌جایی، فرکانس و مدت (در معرض قرارگیری با) ویبره پارامترهایی در WBV هستند که می‌توان آن‌ها را تغییر داد. این پارامترها ممکن است فواید بالقوه‌ای در کارایی عضلات و دانسیته استخوان ایجاد نمایند (۲). هنوز مشخص نشده است کدام یک از پارامترهای فرکانس، دامنه جابه‌جایی و شتاب دستگاه WBV در بهبود عملکرد عضلات نقش اساسی دارد، اما اظهار شده است که WBV می‌تواند توده، قدرت، کارایی عضلات و تعادل را با شتاب‌هایی تا ۵ برابر شتاب جاذبه بهبود بخشد (۸-۴).

نتایج مطالعات در این زمینه همسو نیست (۱۳-۹) که ممکن است به خاطر استفاده از پارامترهای متفاوت WBV، بررسی عضلات متفاوت که فواصل متفاوتی از صفحه ویبره دارند، استفاده از وضعیت‌ها و ورزش‌های متفاوت روی صفحه ویبره، بررسی اثرات فوری (حین ویبره) و حاد (بلافاصله بعد از ورزش ویبره) در برابر اثرات کوتاه‌مدت (کمتر از ۲ ماه تمرین با WBV) و بلندمدت (بیش از ۲ ماه) تمرین با ویبره و طراحی نامناسب برخی از مطالعات به دلیل نداشتن گروه شاهد فعال (درمان‌نما) در مطالعات مختلف باشد. از این‌رو، مطالعاتی با ثبت الکترومایوگرافی سطحی حین اعمال WBV طراحی شدند تا بررسی نمایند آیا WBV به طور واقع بر فعالیت عضلات اثر می‌گذارد؟ در اغلب موارد دامنه الکترومایوگرافی سطحی (۱۴) به عنوان شاخصی از سطح فعالیت عضلانی (۱۵) برای این بررسی استفاده می‌شود. اکثر مطالعات در این زمینه فقط پاسخ عضلات انتهایی اندام تحتانی را به تحریک WBV بررسی کرده‌اند (۲۱-۱۶) و بررسی عضلات پروگزیمال‌تر به ویژه با الکترومیوگرافی سطحی (Surface electromyography یا SEMG) کمیاب بوده است؛ چرا که وضعیت قرارگیری فرد روی صفحه ویبره و فاصله عضله مورد بررسی از صفحه ویبره تأثیر بسزایی در کاهش انرژی ویبره و مقدار تحریک رسیده به عضله مورد نظر دارد (۱۷). این در حالی است که بهبود کارکرد عضلات پروگزیمال‌تر مانند عضلات نواحی اطراف هیپ و فقرات کمری در برخی از بیماری‌ها مانند پوکی استخوان (Osteoporosis) از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد. چون از دید ارتوپدی، احتمال شکستگی‌های حاصل از بیماری پوکی استخوان در نواحی مذکور بیش از همه است (۲۲) و بهبود فعالیت عضله در این نواحی یکی از عوامل فیزیولوژیکی است که می‌تواند باعث وارد آمدن نیرو بر استخوان‌های مذکور و حفظ یا افزایش دانسیته و قدرت استخوان گردد.

با اطلاعات ما تاکنون فقط در یک مطالعه توسط Wirth و همکاران (۲۳) پاسخ عضلات دور از صفحه ویبره در ناحیه کمر و پروگزیمال شکم به تحریک WBV بررسی شده است و اندک مطالعاتی نیز عضلات ناحیه هیپ و پروگزیمال فمور را تحقیق کرده‌اند (۲۵، ۲۴). در همین مطالعات اندک نیز تنها اثر فوری (حین) ویبره بر EMG عضلات دور از صفحه WBV و در جمعیت مردان جوان سالم مورد توجه قرار گرفته و اثرات بلندمدت‌تر WBV به ویژه در جمعیت زنان بررسی نشده است؛ در حالی که با دید درمانی، در نظر گرفتن زنان به عنوان اولین هدف برای هر گونه مطالعات عضلانی مربوط به سن (۲۶) و انجام مداخلات پیشگیرانه یا درمانی ضروری به نظر می‌رسد؛ چرا که طی دوران زندگی (از دهه سوم تا نهم)، زنان نسبت به مردان توده عضلانی بیشتری از دست می‌دهند (۲۷ درصد در مقابل ۱۸ درصد) (۲۷) و این روند نزدیک به سن یائسگی نیز به خاطر افت ناگهانی هورمون‌های جنسی سیر پرشتابی به خود می‌گیرد (۲۸) که ممکن است منجر به سارکوپنیا (Sarcopenia) (کاهش توده عضلانی بیش از ۲ انحراف معیار نسبت به میانگین نرمال جامعه در سن ۳۰ سالگی) گردد. با توجه به این‌که دو سیستم عضلانی و

www.mui.ac.ir

اسکلتی از نظر ساختاری به هم وابسته‌اند و واحد عملکردی استخوان- عضله را شکل می‌دهند (۲۹)؛ بنابراین، همراهی کاهش بحرانی توده و قدرت عضله (سارکوپنیا) با کاهش دانسیته و قدرت استخوان (۳۰) در بیماری پوکی استخوان در جمعیت در معرض خطر زنان امری بدیهی خواهد بود. پیشگیری یا کاهش روند ابتلا به سارکوپنیا با بهبود عملکرد عضلات در سنین جوانی شاید بتواند تا حدود بسیاری از عوارض ابتلا به سارکوپنیا مانند پوکی استخوان و شکستگی‌های حاصل از آن در سنین بالاتر بکاهد.

بنابراین در این مطالعه نه تنها زنان به عنوان جمعیت هدف برای بررسی اثر WBV به عنوان مداخله درمانی بر عملکرد عضلات انتخاب شدند، بلکه برای اولین بار با دید درمانی، عضلاتی از نواحی پروگزیمال برای بررسی اثربخشی WBV انتخاب شدند که استخوان‌های این نواحی (فقرات و پروگزیمال فمور) از دید ارتوپدی در شکستگی‌های حاصل از بیماری پوکی استخوان مهم هستند. بهبود عملکرد این عضلات و فشار حاصل از آن‌ها بر اتصالات با واسطه یا بی‌واسطه استخوانی آن‌ها در نواحی مذکور شاید بتواند در بهبود قدرت و دانسیته استخوانی و در نتیجه پیشگیری از شکستگی‌های مربوط به این نواحی نقش مهمی ایفا نماید. بنابراین، فعالیت الکتریکی سه عضله انتخاب شده ارکتوراسپاین کمری، گلوتئوس ماگزیموس و رکتوس فموریس به عنوان عضلات هدف مورد مطالعه قرار گرفتند.

با توجه به این‌که وضعیت استاندارد برای قرارگیری روی صفحه WBV، سمی اسکوات استاتیک است و حین انتقال تحریک ویبره از کف پاها به نواحی بالاتر ناگزیر انرژی ویبره در هر قسمت از بدن به درجاتی توسط بافت‌ها کاسته می‌شود (۳۱) و عضلات نواحی بالاتر دوز کمتری از تحریک ویبره را دریافت می‌دارند، این سؤال مطرح می‌گردد که آیا تمرین کوتاه‌مدت با WBV با ورزش استاندارد (سمی اسکوات استاتیک) قادر به بهبود عملکرد عضلات مورد نظر در نواحی دور از صفحه ویبره و مهم از دید ارتوپدی در بیماری پوکی استخوان در زنان جوان خواهد بود؟ در این مطالعه فرض بر این است که تمرین کوتاه‌مدت با WBV در زنان جوان سالم می‌تواند عملکرد عضلات نواحی مورد نظر را نسبت به تمرین درمان‌نما بهبود بخشد.

مواد و روش‌ها

برای بررسی اثر کوتاه‌مدت تمرین با WBV بر عملکرد عضلات نواحی مهم از دید ارتوپدی در بیماری پوکی استخوان، مطالعه‌ای تجربی از نوع کارآزمایی بالینی شاهددار و به صورت یک سوکور طراحی شد. در این پژوهش اثر تمرین کوتاه مدت با WBV به عنوان متغیر مستقل بر پارامترهای RMS EMG و فرکانس میانه عضلات ارکتوراسپاین کمری، گلوتئوس ماگزیموس و رکتوس فموریس به عنوان متغیرهای وابسته حین حداکثر فعالیت ایزومتریک ارادی (Maximal voluntary isometric contraction یا MVIC) بررسی شد. بدین منظور ۱۲ زن جوان سالم که طی شش ماه گذشته در هیچ فعالیت ورزشی منظمی شرکت نداشتند و فعالیت تفریحی آن‌ها نیز بیش از یک بار در هفته نبود، به طور داوطلب در این تحقیق شرکت کردند. معیارهای ورود به تحقیق شامل: توانایی ایستادن روی دو پا، عدم وجود شکستگی‌های تازه، ایمپلنت‌ها، بیماری‌های عضلانی- اسکلتی، سنگ کلیه، دیابت، بیماری قلبی- عروقی، سنگ صفرا، صرع و حاملگی بود (۲۲).

نمونه‌های داوطلب که شرایط لازم برای ورود به تحقیق را کسب کرده بودند، به صورت تصادفی به یکی از دو گروه درمان‌نما (وضعیت سمی اسکوات بدون ویبره) و WBV (وضعیت سمی اسکوات با ویبره) وارد شدند. طبق رابطه F = ma (a: شتاب صفحه دستگاه WBV، m: جرم نمونه و F: نیروی وارد شده به کف پای نمونه) با آگاهی از تأثیر وزن نمونه بر نیروی حاصل از دستگاه WBV سعی شد تا توزیع وزنی به نسبت یکسانی در گروه آزمایش نسبت به گروه درمان‌نما رعایت گردد. بنابراین، نمونه‌ها در گروه WBV با نمونه‌های گروه درمان‌نما از نظر سن (± ۵ سال) و وزن (± ۵ کیلوگرم) همتاسازی شدند. خصوصیات فیزیکی نمونه‌ها در هر گروه در جدول ۱ نشان داده شده است. نمونه‌های مورد مطالعه از تعداد و یا نوع گروه‌ها آگاهی نداشتند و پروتکل

جدول ۱. خصوصیات فیزیکی نمونه‌ها در دو گروه

نام گروه / ویژگی	درمان‌نما (تعداد = ۶ نفر) (میانگین ± انحراف معیار)	*WBV (تعداد = ۶ نفر) (میانگین ± انحراف معیار)	P
سن (سال)	۲۵/۵ ± ۱/۳۸	۲۵/۸۳ ± ۰/۸۷	۰/۹۰۰
قد (سانتی‌متر)	۱/۶۱ ± ۰/۰۲	۱/۶۱ ± ۰/۰۳	۱/۰۰۰
وزن (کیلوگرم)	۵۵/۴۹ ± ۱/۶۴	۵۶/۳۴ ± ۲/۸۳	۰/۹۰۰
شاخص توده بدن (کیلوگرم/ متر^2)	۲۱/۳۶ ± ۰/۴۶	۲۱/۶۶ ± ۰/۸۵	۱/۰۰۰

* WBV: Whole body vibration

P: برابر است با نتایج تحلیل آزمون Two Independent sample K-S بین میانگین‌های دو گروه

تمرین به جز خاموش یا روشن بودن دستگاه WBV برای هر دو گروه مشابه بود. مراحل اجرای آزمایش از قبیل نحوه انجام آزمون‌ها و تعداد جلسات به نمونه‌ها شرح و رضایت‌نامه کتبی از آن‌ها اخذ گردید. این مطالعه توسط کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه تربیت مدرس مورد تأیید قرار گرفت.

پروتکل تمرین

به منظور بهبود پاسخ‌های عصبی- عضلانی، پروتکل تمرین به صورت پیش‌رونده و با زمان ریکاوری کافی بین ست‌ها و بین تکرارهای تمرین طراحی شد. ۱۲ جلسه تمرین با رژیم ۳ بار در هفته شامل حفظ وضعیت سمی اسکوات استاتیک روی صفحه WBV (FitVibe Medical, Uniphy Electromedizin GmbH, Germany) برای هر دو گروه درمان‌نما و WBV در نظر گرفته شد. در گروه WBV، دستگاه روشن و ویبره نیز به طور همزمان اعمال گردید و با ایستادن فرد روی صفحه WBV ارتعاشات عمودی با فرکانس ۳۰ هرتز (۱۶) و دامنه جابه‌جایی قله به قله ۳ میلی‌متر به کل بدن داوطلب اعمال می‌شد. ۳ جلسه اول تمرین با ۲ ست شروع می‌شد که هر ست شامل ۳ تکرار ۶۰ ثانیه‌ای بود. سپس به طور هفتگی و به صورت پیش‌رونده، یک ست به ست‌های قبلی اضافه می‌گشت؛ به گونه‌ای که جلسه آخر تمرین شامل ۵ ست بود. فواصل استراحتی بین تکرارها و بین ست‌ها به ترتیب ۱ و ۵ دقیقه بود (۳۲)؛ زیرا اظهار شده است که برای بهبود تطابق عضلانی- اسکلتی، ویبره منقطع مفیدتر از ویبره پیوسته است (۳۳). نمونه‌ها به صورت پابرهنه روی صفحه ویبراسیون می‌ایستادند تا از تأثیر کفش در کاهش انرژی ویبراسیون ممانعت گردد. زاویه فلکسیون زانو به هنگام حفظ وضعیت سمی اسکوات، ۵ ± ۳۰ درجه انتخاب شد تا مانع رسیدن تحریک ویبره به نواحی بالاتر نگردد. این زاویه هر بار توسط گونیامتر دستی اندازه‌گیری می‌شد. جای پای تمام نمونه‌ها در تمام جلسات تمرین روی صفحه WBV ثابت و با حدود ۲۰ درجه Toe-Out بود. برای امنیت روانی و پیشگیری از خطر سقوط، نمونه‌ها با لمس سبک دسته دستگاه را می‌گرفتند. گروه درمان‌نما نیز با قرار گرفتن روی صفحه WBV خاموش و بدون دریافت ویبره، پروتکل تمرینی مشابه با گروه WBV را انجام دادند.

آزمون‌ها

آزمون EMG عضلات حین حداکثر فعالیت ایزومتریک ارادی طی دو جلسه پیش‌آزمون (قبل از شروع انجام تمرینات) و پس‌آزمون (بعد از ۱۲ جلسه انجام تمرین) از نمونه‌ها اخذ شد. جلسه پس‌آزمون، ۲۴ ساعت بعد از آخرین جلسه تمرین برگزار گردید تا از اثر حاد (Acute effect) تمرین WBV بر پارامترهای مورد بررسی جلوگیری گردد.

ثبت فعالیت الکتریکی عضلات: حداکثر انقباضات ایزومتریک ارادی به وسیله تکنیک الکترومایوگرافی سطحی از عضلات ارکتوراسپاین کمری، گلوتئوس ماگزیموس و رکتوس فموریس پای غالب راست ثبت شد. برای اندازه‌گیری EMG از سیستم هشت کاناله DataLink (Biometrics Ltd., United Kingdom) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده گردید. پهنای باند فرکانسی ۴۵۰-۱۵ هرتز بود. بعد از آماده‌سازی مناسب پوست برای کاهش امپدانس شامل زدایش مو و تمیز کردن پوست با الکل، الکترودهای ثبت با فاصله ۱۰ میلی‌متر مطابق با پروژه

الکترومایوگرافی SENIAM (۳۴) و McGill و همکاران (۳۵) روی پوست چسبانده شدند. الکترودهای ثبت (الکترود فعال و رفرنس) در عضله ارکتوراسپاین کمری ۳ سانتی‌متر خارج زایده خاری مهره سوم کمر، در عضله گلوتئوس ماگزیموس در نصف فاصله بین مهره دوم ساکروم و تروکانتر بزرگ و در عضله رکتوس فموریس ۸ سانتی‌متر زیر لیگامان اینگوینال روی بالک عضله و در راستای فیبرها قرار گرفتند. الکترود زمین نیز بر روی قوزک داخلی پای راست قرار گرفت. برای آشنایی و آمادگی نمونه برای ایجاد حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی، دو انقباض به صورت آزمایشی انجام می‌شد تا از یادگیری نمونه اطمینان حاصل شود.

برای ثبت سیگنال حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (Maximum voluntary isometric contraction یا MVIC) از عضله ارکتوراسپاین کمری، نمونه در حالت دمر قرار گرفته، سر و نیمه فوقانی تنه از تخت بیرون و در حالت طبیعی یا کمی فلکسیون بود و در برابر مقاومت دستی و استرپ، حرکت اکستانسیون کمر را انجام می‌داد. برای ثبت سیگنال MVIC از عضله گلوتئوس ماگزیموس، نمونه به صورت دمر روی تخت خوابیده و باسن‌ها را محکم به یکدیگر فشار می‌داد. ثبت سیگنال MVIC از عضله رکتوس فموریس نیز در وضعیت سوپاین و ۱۱۰–۹۰ درجه فلکسیون هیپ با حرکت فلکسیون هیپ در برابر مقاومت دستی و استرپ اخذ می‌شد. هر انقباض ۵ ثانیه به طول انجامید و ۳ بار تکرار می‌شد. فاصله استراحت بین انقباضات ۵–۳ دقیقه بود. در صورت مشاهده هر گونه خستگی یا ناتوانی نمونه برای حفظ انقباض ایزومتریک مدت زمان بیشتری برای استراحت لحاظ می‌شد.

پس از ذخیره سیگنال‌های EMG در کامپیوتر، هر یک از آن‌ها به صورت آفلاین بازبینی و ۳ ثانیه اول آن‌ها برای پردازش به کمک نرم‌افزار محاسباتی دستگاه الکترومایوگرافی DataLink انتخاب شد و اطلاعات RMS و فرکانس میانه به ترتیب با ثابت زمانی (Time constant) ۲۰۰ و ۲۵۶ میلی‌ثانیه استخراج گردید. در این تحقیق، جلسات پیش‌آزمون و پس‌آزمون در دو روز مختلف برگزار گردید که ممکن بود به خاطر تفاوت در شرایط محیطی مانند وجود سیگنال‌های الکترومغناطیسی خارجی در فضا و یا تفاوت در شرایط خود نمونه باعث تفاوت سیگنال پایه EMG –سیگنال الکترومایوگرافی عضله در حالت استراحت– گردد. بنابراین برای کاهش هر گونه عامل مداخله‌گری که ممکن بود بر ثبت سیگنال در دو روز مختلف اثر گذارد، اطلاعات خام EMG RMS هر عضله در هر جلسه آزمون از اطلاعات RMS در وضعیت استراحت آن عضله در همان جلسه کسر گردید. در تحقیق حاضر به این داده، داده مطلق (Absolute data) اطلاق می‌شود. سپس، از میانگین سه داده مطلق حاصل از ۳ تکرار در هر جلسه آزمایش برای تحلیل‌های آماری استفاده گردید.

تحلیل‌های آماری

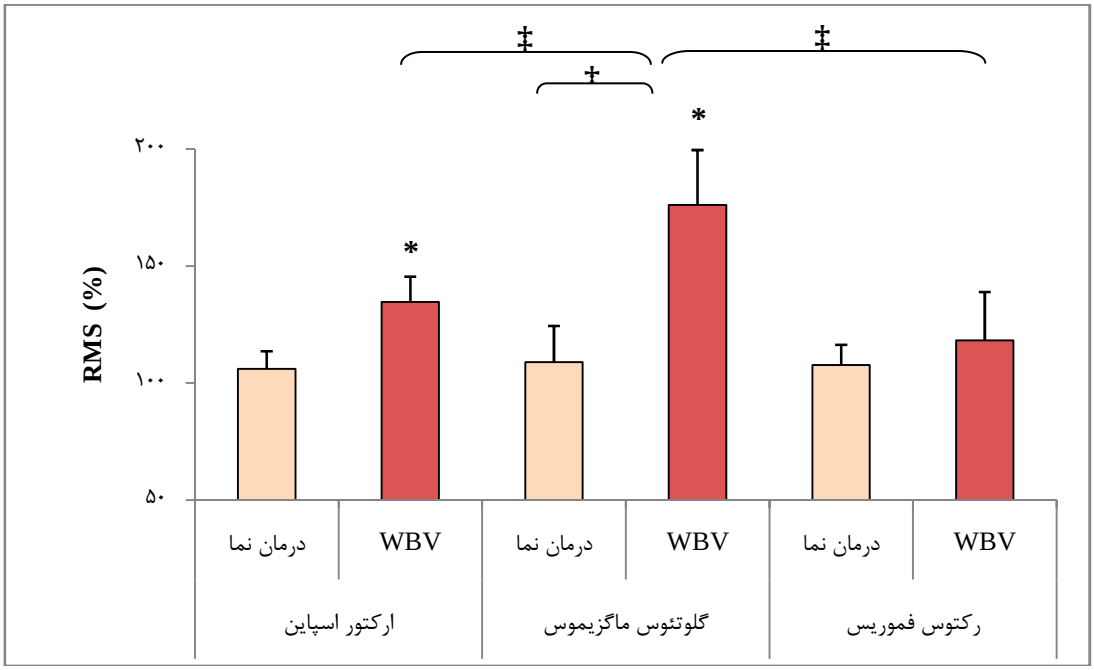
داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS نسخه ۲۱ (version 21, SPSS Inc., Chicago, IL) تحلیل شدند و سطح معنی‌دار $P \leq ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد. در ضمن، مقادیر در تمام موارد به صورت میانگین ± خطای استاندارد ارایه شده‌اند. تمام اندازه‌گیری‌ها با استفاده از آزمون Kolmogorov-Smirnov دارای توزیع طبیعی بوده و ما را مجاز به استفاده از آنالیزهای پارامتریک کرد. برای بررسی توزیع یکسان پارامترهای RMS و فرکانس میانه عضلات در فعالیت MVIC قبل از شروع انجام تمرینات بین دو گروه درمان‌نما و WBV از آزمون Two Independent sample K-S استفاده شد که نتایج آن حاکی از همگن بودن افراد شرکت کننده در دو گروه بود.

بررسی تغییر طولی هر یک از پارامترها (تفاوت بعد با قبل) در اثر تمرین در هر عضله با استفاده از آنالیز Paired t انجام شد. سپس، درصد تغییر هر پارامتر به صورت $((\frac{\text{مقدار پارامتر بعد تمرین}}{\text{مقدار پارامتر قبل تمرین}}) \times ۱۰۰)$ محاسبه شد. برای بررسی تفاوت درصد تغییر پارامترها بین گروه‌های تمرین و بین عضلات از مدل آنالیز Two-way ANOVA استفاده شد که در آن گروه‌های تمرین، دارای ۲ سطح (WBV در مقابل درمان‌نما) و عضلات، دارای ۳ سطح (ارکتوراسپاین، گلوتئوس ماگزیموس و رکتوس فموریس) به عنوان عوامل مستقل در نظر گرفته شدند. در صورت معنی‌دار بودن اثر تعاملی (نوع تمرین × نوع عضله)

در هر یک از پارامترها، آنالیز اضافه دیگری تحت عنوان آنالیز تعقیبی با تنظیم Bonferroni (Bonferroni post hoc test) انجام شد. اندازه اثر (η^2) نیز برای تعیین بزرگی اثر، مستقل از حجم نمونه مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. طبق دستورالعمل Cohen (۳۶)، η^2های برابر با ۰/۰۱، ۰/۰۶ و ۰/۱۴ به ترتیب دارای اندازه‌های اثر کوچک، متوسط و بزرگ هستند.

یافته‌ها

تمرین کوتاه‌مدت با WBV اثر معنی‌دار مثبتی بر افزایش RMS دو عضله ارکتوراسپاین کمری (از ۰/۰۱ ± ۰/۰۹ به ۰/۰۲ ± ۰/۱۲ میلی‌ولت و P = ۰/۰۱۷) و گلوتئوس ماگزیموس (از ۰/۰۰۲ ± ۰/۰۱۷ به ۰/۰۰۵ ± ۰/۰۳۵ میلی‌ولت و P = ۰/۰۱۴) نسبت به قبل تمرین نشان داد (نمودار ۱)، اما RMS عضله رکتوس فموریس افزایش قابل توجهی نشان نداد (از ۰/۰۳ ± ۰/۱۵ به ۰/۰۴ ± ۰/۱۸ میلی‌ولت و P > ۰/۰۵۰). همچنین، فرکانس میانه بعد از تمرین WBV تنها در عضله ارکتوراسپاین کمری به طور معنی‌داری از نظر آماری کاهش یافت (از ۸/۸ ± ۱۰۲/۳ به ۹/۲ ± ۹۱/۲۴ هرتز و P = ۰/۰۲۰) (نمودار ۲)؛ در حالی که تمرین درمان‌نما بر هیچ یک از پارامترها و در هیچ عضله‌ای اثر نداشت (P > ۰/۰۵۰). مقایسه بین گروهی حاکی از معنی‌دار بودن اثر اصلی (نوع تمرین) (P = ۰/۰۰۱ و η^2 = ۰/۳) و اثر متقابل (نوع تمرین × نوع عضله) (P = ۰/۰۲۰، η^2 = ۰/۲) بر درصد تغییر RMS (درصد RMS) بود. مقایسه‌های بعدی نشان داد که در تمرین WBV، نه تنها درصد تغییر RMS عضله گلوتئوس ماگزیموس به طور معنی‌داری بیش از دو عضله دیگر است (P = ۰/۰۰۱، η^2 = ۰/۳۶) بلکه افزایش RMS (درصد) در گروه WBV نسبت به گروه درمان‌نما نیز تنها در عضله گلوتئوس ماگزیموس از نظر آماری معنی‌دار است (P < ۰/۰۰۱ و η^2 = ۰/۳۹) (نمودار ۱).



نمودار ۱. تغییر در RMS (Root mean square) بعد از ۱۲ جلسه تمرین

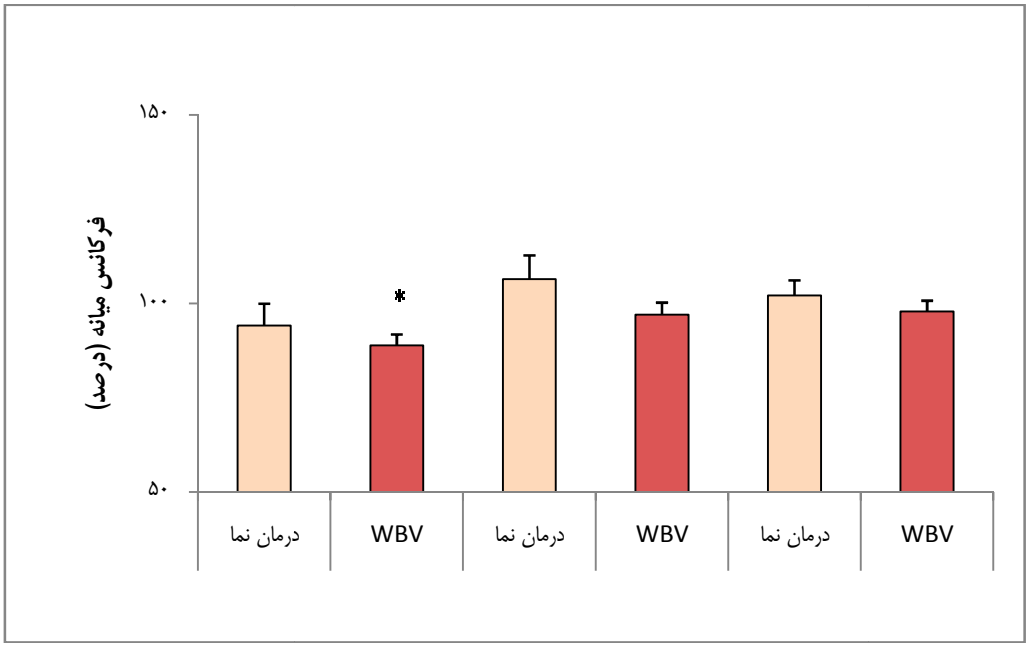
WBV: Whole body vibration
RMS: Root mean square

* افزایش معنی‌دار به دنبال انجام تمرین (P < ۰/۰۵)

‡ افزایش معنی‌دار در مقایسه بین دو گروه و بین عضلات در اثر متقابل (نوع تمرین × نوع عضله) (P < ۰/۰۵)

اطلاعات بر اساس میانگین ± خطای استاندارد و نسبت به قبل تمرین که به عنوان سطح ۱۰۰ درصد در نظر گرفته شده است ارایه شده‌اند

www.mui.ac.ir



نمودار ۲. تغییر در فرکانس میانه بعد از ۱۲ جلسه تمرین

WBV: Whole body vibration

* افزایش معنی‌دار به دنبال انجام تمرین (P < ۰/۰۵). مقایسه بین گروه‌ها و بین عضلات در اثر اصلی و اثر متقابل تفاوت معنی‌داری را نشان نداد (P > ۰/۰۵)

اطلاعات بر اساس میانگین ± خطای استاندارد و نسبت به قبل تمرین که به عنوان سطح ۱۰۰ درصد در نظر گرفته شده است ارایه شده‌اند

بحث

این مطالعه اولین مطالعه کنترل شده‌ای است که اثرات ۱۲ جلسه تمرین WBV (اسکوات استاتیک + ویبره) و تمرین درمان‌نما (اسکوات استاتیک) را بر پاسخ RMS و فرکانس میانه عضلات ناحیه‌هایی در زنان جوان تمرین نکرده مقایسه می‌کند که این ناحیه‌ها از دید ارتوپدی در شکستگی‌های حاصل از بیماری پوکی استخوان مهم هستند. پاسخ‌ها فقط در جمعیت زنان بررسی شده و بر خلاف اکثر مطالعات با EMG که اثرات فوری و حاد WBV را بررسی کرده‌اند این مطالعه سعی در بررسی اثرات بلندمدت‌تر WBV بر پاسخ‌های EMG عضلات داشته است. مقایسه مستقیم نتایج مطالعه حاضر با مطالعات دیگر ممکن نیست؛ چرا که باید عوامل متعددی مانند جامعه هدف (زنان)، دامنه سنی، عضلات هدف، نحوه مداخله (نوع صفحه ویبره WBV، پارامترهای اعمال WBV، مدت و دوره اعمال WBV، نوع ورزش انجام شده و وضعیت قرارگیری نمونه روی صفحه WBV) و روش کسب اطلاعات را نیز به طور همزمان مورد ملاحظه قرار داد.

مطالعه‌ای که اثر بلندمدت‌تر WBV را بر پاسخ‌های EMG عضلات مورد نظر بررسی کرده باشد، وجود ندارد، اما مطابق با مطالعه پیشین در بررسی اثرات حاد WBV در مردان جوان (۲۳)، بررسی اثرات بلندمدت‌تر با ۱۲ جلسه تمرین WBV در زنان جوان سالم در مطالعه حاضر نیز حاکی از افزایش RMS دو عضله ارکتوراسپاین کمر و گلوتئوس ماگزیموس نسبت به قبل تمرین بود. این افزایش نه تنها در عضله گلوتئوس ماگزیموس بیش از دو عضله دیگر بود، بلکه بهره اضافه WBV در مقایسه با تمرین درمان‌نما نیز فقط در عضله گلوتئوس ماگزیموس قابل توجه بود. این امر می‌تواند به دلیل فازیک بودن این عضله نسبت به دو عضله دیگر و دارا بودن واحدهای حرکتی تند انقباض بیشتر باشد که توانسته است از تمرین WBV بهره بیشتری نصیب خود سازد؛ چرا که پیشنهاد شده است که WBV می‌تواند تمرین ویژه فیبرهای تند انقباض باشد (۱) و آزمایش‌های الکتروفیزیولوژیک انسانی در عضله واستوس لترالیس نیز آن را تأیید کرد و نشان داد که آستانه فراخوانی قطورترین واحدهای حرکتی حین WBV یا

www.mui.ac.ir

حتی بعد از آن افزایش یافت (۳۷).

مکانیزم‌های احتمالی متعددی که از مطالعات پیشین برای افزایش فعالیت EMG عضلات در اثر اعمال WBV پیشنهاد شده است شامل افزایش تحریک گیرنده‌های حس عمقی در اثر ارتعاشات حاصل از WBV (۳۸)، ارتقای حساسیت و کاهش آستانه Firing دوک عضله و به میان آمدن دوک‌های دیگر (۳۹) است که همه موجب تولید و افزایش فعالیت آوران‌های Ia می‌شود و علاوه بر فعال کردن راه‌های مونوسیناپسی و پلی‌سیناپسی Tonic vibration reflex (۴۰)، به طور مستقیم به کورتکس حسی- پیکری اولیه و کورتکس حرکتی می‌رود و بین نواحی سوماتوسنسوری و نواحی حرکتی فرونتال نیز اتصالات تحریکی کورتیکو-کورتیکال ویژه‌ای وجود دارد (۳۸) که در نهایت، آلفا موتونورون‌های (α Motoneurons) همونیموس تسهیل و فعالیت عضله هدف افزایش می‌یابد (۳۹). WBV غیر از تغییرات احتمالی در طول فیبرهای عضله (۲۰)، ممکن است به خاطر شتابی که تولید می‌نماید نیروی تحمیل شده به عضلات و مفاصل را افزایش داده، موجب افزایش بازخورد از پروپریوسپتیوها و افزایش فراخوانی واحدهای حرکتی گردد (۳۹). مکانیزم Damping توسط عضله برای تغییر سفتی عضله و به حداقل رساندن بافت نرم نیز که از طریق فعالیت رفلکسی عمل می‌نماید شاید بتواند تا حدی مسؤول افزایش RMS عضله در پی استفاده از WBV باشد (۱۶). همچنین نوسان مستقیم سر (سیستم وستیبولار) نیز احتمال دارد که موجب فعالیت وستیبولار شده و ممکن است در پاسخ رفلکسی به نوسان نقش داشته باشد (۴۱).

تا این زمان با اطلاعات ما، تنها در دو مطالعه پیاپی توسط Torvinen و همکاران (۱۳، ۸) دامنه EMG همراه با فرکانس طیف توان در بررسی اثرات حاد WBV گزارش شده است که نتایج متفاوتی به همراه داشته است. در این دو مطالعه، عضلات هدف یکسان، اما نوع ویبره (عمودی در مقابل الاکلنگی) و پارامترهای اعمال شده توسط WBV (فرکانس ۲۵-۴۰ هرتز در برابر ۱۵-۳۰ هرتز و دامنه جابه‌جایی صفحه ویبره ۲ در برابر ۱۰میلی‌متر) متفاوت بود و به دنبال ۴ دقیقه استفاده پیوسته از WBV در هر دو مطالعه، فرکانس میانه یا تغییری نکرده (۱۳) یا کاهش یافته است (۸). آن‌ها کاهش فرکانس طیف توان را نشان از خستگی عضله به ویژه در ناحیه هیپ دانستند. در مطالعه حاضر، تمرین WBV گرچه بر فرکانس میانه دو عضله گلوتئوس ماگزیموس و رکتوس فموریس در مقایسه با قبل از تمرین اثر قابل توجهی نداشت و فقط موجب کاهش معنی‌دار آن در عضله ارکتوراسپاین شد، اما این کاهش نیز نسبت به تمرین درمان‌نما تفاوت قابل توجهی نداشت.

نکته مورد توجه، تمایل به کاهش فرکانس میانه بعد از تمرین WBV نسبت به قبل تمرین و نسبت به تمرین درمان‌نما در تمام عضلات هدف بود. گرچه عنوان شده است که کاهش فرکانس میانه را می‌توان به خستگی عضلات نسبت داد (۴۳، ۴۲)، اما یافته‌های محققان نوع دیگری از تفسیر را برای کاهش فرکانس میانه پیشنهاد می‌کنند. بر این اساس، کاهش فرکانس میانه به سادگی نشان دهنده خستگی نیست، بلکه در عین حال منعکس کننده تغییر یا تغییرات استراتژی‌های مربوط به فراخوانی واحدهای حرکتی است تا نسبت به انرژی موجود انقباض مؤثرتری را تولید نماید (۴۶-۴۴). آتش همزمان تعدادی از واحدهای حرکتی (MUS یا Motor unit synchronization) که موجب جابه‌جایی طیف توان به سمت فرکانس‌های پایین‌تر است (۴۷) نمونه‌ای از این استراتژی‌ها بوده و برای توجیه افزایش تولید نیرو و توان متعاقب استفاده از تمرینات مقاومتی مورد بهره‌برداری قرار گرفته است (۴۹، ۴۸).

در این مطالعه که از اعمال منقطع یک دقیقه‌ای WBV برای تمرین و زمان ۵ ثانیه‌ای حفظ حداکثر انقباض ایزومتریک عضله برای آزمون استفاده و زمان‌های استراحت کافی نیز لحاظ شده بود، احتمال اثر خستگی منتفی است. با توجه به مقایسه اثر WBV و تمرین درمان‌نما، WBV موجب افزایش سطح فعالیت واحدهای حرکتی (۱۴) حداقل در عضله گلوتئوس ماگزیموس شده، اما با وجود تمایل به کاهش فرکانس میانه، تغییر قابل توجهی در آن ایجاد نکرده است؛ می‌توان این‌طور استنباط کرد که WBV موجب فراخوانی واحدهای حرکتی سریع‌تر غیر فعال در قبل یا تغییر الگوی

www.mui.ac.ir

فراخوانی واحدهای حرکتی مانند MU Synchronization به طور قابل توجه نشده است. افزایش سطح فعالیت عضلات در WBV می‌تواند با افزایش نرخ آتش واحدهای حرکتی در حال حاضر فعال ایجاد شده باشد که اثر اندکی بر فرکانس طیف توان دارند (۵۰). یکی از دلایل احتمالی این موضوع ممکن است به دلیل مدت زمان کوتاه تمرین (۱۲ جلسه) باشد که برای تثبیت اثرات حاصل از ویبره و بروز تطابقات عصبی پایدار حداقل ۲۴ ساعت پس از اتمام آخرین جلسه تمرین کافی نبوده است.

نتیجه‌گیری

به طور کلی، نتایج مطالعه حاضر افزایش زیادی (مستقل از حجم نمونه) در فعالیت الکتریکی (۱۴) عضله گلوتئوس ماگزیموس در اثر WBV را در زنان جوان ایجاد کرد که این افزایش می‌تواند به اثر خالص WBV مرتبط باشد نه به ورزش سمی اسکوات استاتیک. استفاده از تمرین WBV برای افزایش فعالیت الکتریکی عضلات در نواحی پروگزیمال فمور به خصوص در زنان می‌تواند به عنوان یکی از اجزای پروتکل تمرینی در فرایند توان‌بخشی برای پیشگیری و یا درمان کاهش دانسیته استخوان و به دنبال آن برای پیشگیری از شکستگی‌های استئوپروتیک در جمعیت در معرض خطر زنان مطرح باشد. پیشنهاد می‌گردد با توجه به اهمیت حفظ یا افزایش عملکرد عضلات نواحی مذکور، پاسخ این عضلات به تمرین WBV در دامنه سنی بالاتر و در عضلات خانم‌های یائسه نیز بررسی گردد.

محدودیت‌ها

یکی از مهم‌ترین محدودیت‌های این مطالعه، عدم تمایل نمونه‌ها برای شرکت منظم در ۱۴ جلسه تمرین و آزمون بود که منجر به کاهش حجم نمونه در این مطالعه شد. تعداد کم نمونه در گروه‌های مورد مطالعه، احتمال خطای نوع II را افزایش داده و قدرت آماری (احتمال اختلاف معنی‌دار در زمان درست بودن فرضیه مطالعه) را محدود می‌نماید. بنابراین تکیه بر مقدار P می‌تواند باعث تفسیر نادرست و گمراهی گردد. در مطالعه حاضر، با توجه به اندازه تفاوت‌های بزرگ، احتمال دارد برخی از تفاوت‌های غیر معنی‌دار از لحاظ آماری (به ویژه نزدیک به P ~ ۰/۰۵) واقعاً وجود داشته باشند (مانند اثر تمرین WBV در مقایسه با تمرین درمان‌نما با P = ۰/۰۶ در شکل ۱).

پیشنهادها

پیشنهاد می‌گردد در مطالعات آینده، بررسی در حجم نمونه بزرگ‌تر و در جامعه زنان یائسه نیز انجام گردد.

تشکر و قدردانی

نتایج ارایه شده در این مطالعه حاصل از رساله دکتری دانشگاه تربیت مدرس است که بدین وسیله نویسندگان مقاله مراتب قدردانی خود را از مسؤولین پژوهشی دانشگاه اعلام می‌نمایند. همچنین از جناب آقایان دکتر استکی، دکتر پرنیان‌پور و دکتر فتح‌الهی برای ارایه بی‌چشمداشت رهنمودهای علمی، صمیمانه تشکر می‌گردد.

References

1. Jenkinson C, Levvy G, Fitzpatrick R, Garratt A. The amyotrophic lateral sclerosis assessment questionnaire (ALSAQ-40): tests of data quality, score reliability and response rate in a survey of patients. J Neurol Sci 2000; 180(1-2): 94-100.
2. Bressel E, Smith G, Branscomb J. Transmission of whole body vibration in children while standing. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2010; 25(2): 181-6.
3. Delecluse C, Roelants M, Verschueren S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. Med Sci Sports Exerc 2003; 35(6): 1033-41.
4. Verschueren SM, Roelants M, Delecluse C, Swinnen S, Vanderschueren D, Boonen S. Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: a randomized controlled pilot study. J Bone Miner Res 2004; 19(3): 352-9.
5. Russo CR, Lauretani F, Bandinelli S, Bartali B, Cavazzini C, Guralnik JM, et al. High-frequency vibration training increases muscle power in postmenopausal women. Arch Phys Med Rehabil 2003; 84(12): 1854-7.

6. Torvinen S, Kannus P, Sievanen H, Jarvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, et al. Effect of 8-month vertical whole body vibration on bone, muscle performance, and body balance: a randomized controlled study. J Bone Miner Res 2003; 18(5): 876-84.
7. Bautmans I, Van HE, Lemper JC, Mets T. The feasibility of Whole Body Vibration in institutionalised elderly persons and its influence on muscle performance, balance and mobility: a randomised controlled trial [ISRCTN62535013]. BMC Geriatr 2005; 5: 17.
8. Torvinen S, Kannu P, Sievanen H, Jarvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, et al. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. Clin Physiol Funct Imaging 2002; 22(2): 145-52.
9. Machado A, Garcia-Lopez D, Gonzalez-Gallego J, Garatachea N. Whole-body vibration training increases muscle strength and mass in older women: a randomized-controlled trial. Scand J Med Sci Sports 2010; 20(2): 200-7.
10. Ronnestad BR. Comparing the performance-enhancing effects of squats on a vibration platform with conventional squats in recreationally resistance-trained men. J Strength Cond Res 2004; 18(4): 839-45.
11. de Ruiter CJ, van der Linden RM, van der Zijden MJ, Hollander AP, de Haan A. Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise. Eur J Appl Physiol 2003; 88(4-5): 472-5.
12. Roelants M, Delecluse C, Verschueren SM. Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. J Am Geriatr Soc 2004; 52(6): 901-8.
13. Torvinen S, Sievanen H, Jarvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, Kannus P. Effect of 4-min vertical whole body vibration on muscle performance and body balance: A randomized cross-over study. Int J Sports Med 2002; 23(5): 374-9.
14. Armstrong WJ, Nestle HN, Grinnell DC, Cole LD, Van Gilder EL, Warren GS, et al. The acute effect of whole-body vibration on the hoffmann reflex. J Strength Cond Res 2008; 22(2): 471-6.
15. Mischi M, Kaashoek I. Electromyographic hyperactivation of skeletal muscles by time-modulated mechanical stimulation. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2007; 2007: 5373-6.
16. Cardinale M, Lim J. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. J Strength Cond Res 2003; 17(3): 621-4.
17. Roelants M, Verschueren SM, Delecluse C, Levin O, Stijnen V. Whole-body-vibration-induced increase in leg muscle activity during different squat exercises. J Strength Cond Res 2006; 20(1): 124-9.
18. Hazell TJ, Kenno KA, Jakobi JM. Evaluation of muscle activity for loaded and unloaded dynamic squats during vertical whole-body vibration. J Strength Cond Res 2010; 24(7): 1860-5.
19. Marin PJ, Bunker D, Rhea MR, Ayllon FN. Neuromuscular activity during whole-body vibration of different amplitudes and footwear conditions: implications for prescription of vibratory stimulation. J Strength Cond Res 2009; 23(8): 2311-6.
20. Cochrane DJ, Loram ID, Stannard SR, Rittweger J. Changes in joint angle, muscle-tendon complex length, muscle contractile tissue displacement, and modulation of EMG activity during acute whole-body vibration. Muscle Nerve 2009; 40(3): 420-9.
21. Abercromby AF, Amonette WE, Layne CS, McFarlin BK, Hinman MR, Paloski WH. Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. Med Sci Sports Exerc 2007; 39(9): 1642-50.
22. Burge R, Dawson-Hughes B, Solomon DH, Wong JB, King A, Tosteson A. Incidence and economic burden of osteoporosis-related fractures in the United States, 2005-2025. J Bone Miner Res 2007; 22(3): 465-75
23. Wirth B, Zurfluh S, Muller R. Acute effects of whole-body vibration on trunk muscles in young healthy adults. J Electromyogr Kinesiol 2011; 21(3): 450-7.
24. Pollock RD, Woledge RC, Mills KR, Martin FC, Newham DJ. Muscle activity and acceleration during whole body vibration: effect of frequency and amplitude. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2010; 25(8): 840-6.
25. Reyes GF, Dickin DC, Crusat NJ, Dolny DG. Whole-body vibration effects on the muscle activity of upper and lower body muscles during the baseball swing in recreational baseball hitters. Sports Biomech 2011; 10(4): 280-93.
26. Skelton DA, Greig CA, Davies JM, Young A. Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. Age Ageing 1994; 23(5): 371-7.
27. Narici MV, Maffulli N. Sarcopenia: characteristics, mechanisms and functional significance. Br Med Bull 2010; 95: 139-59.
28. Rolland YM, Perry HM, III, Patrick P, Banks WA, Morley JE. Loss of appendicular muscle mass and loss of muscle strength in young postmenopausal women. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 2007; 62(3): 330-5.

29. Frost HM. Why should many skeletal scientists and clinicians learn the Utah paradigm of skeletal physiology? J Musculoskelet Neuronal Interact 2001; 2(2): 121-30.
30. Niewiadomsk W, Cardinale M, Gasiorowska A, Cybulski G, Karuss B, Strasz A. Could Vibration Training Be an Alternative to Resistance Training in Reversing Sarcopenia? Journal of Human Kinetics 2005; 14(3): 3-20.
31. Rubin C, Pope M, Fritton JC, Magnusson M, Hansson T, McLeod K. Transmissibility of 15-hertz to 35-hertz vibrations to the human hip and lumbar spine: determining the physiologic feasibility of delivering low-level anabolic mechanical stimuli to skeletal regions at greatest risk of fracture because of osteoporosis. Spine (Phila Pa 1976) 2003; 28(23): 2621-7.
32. Da Silva-Grigoletto ME, De HM, Sanudo B, Carrasco L, Garcia-Manso JM. Determining the optimal whole-body vibration dose-response relationship for muscle performance. J Strength Cond Res 2011; 25(12): 3326-33.
33. Totosy de Zepetnek JO, Giangregorio LM, Craven BC. Whole-body vibration as potential intervention for people with low bone mineral density and osteoporosis: a review. J Rehabil Res Dev 2009; 46(4): 529-42.
34. Hermens HJ. European recommendations for surface ElectroMyoGraphy: results of the SENIAM project. 2nd. Enschede, Netherlands: Roessingh Research and Development; 1999.
35. McGill S, Juker D, Kropf P. Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. J Biomech 1996; 29(11): 1503-7.
36. Cohen J. Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences. 2nd ed. Oxford, UK: Routledge; 2013.
37. Pollock RD, Woledge RC, Martin FC, Newham DJ. Effects of whole body vibration on motor unit recruitment and threshold. J Appl Physiol 2012; 112(3): 388-95.
38. Saucier M. Effects of vertical whole-body vibrationparameters on rate of muscle fatigue in submaximalisometric contraction: a pilot study. [Thesis]. 2010.
39. Hopkins JT, Fredericks D, Guyon PW, Parker S, Gage M, Feland JB, et al. Whole body vibration does not potentiate the stretch reflex. Int J Sports Med 2009; 30(2): 124-9.
40. Mahieu NN, Witvrouw E, Van de Voorde D, Michilsens D, Arbyn V, Van den Broecke W. Improving strength and postural control in young skiers: whole-body vibration versus equivalent resistance training. J Athl Train 2006; 41(3): 286-93.
41. Chang SH, Dudley-Javoroski S, Shields RK. Gravitational force modulates muscle activity during mechanical oscillation of the tibia in humans. J Electromyogr Kinesiol 2011; 21(5): 847-53.
42. Merletti R, Farina D, Gazzoni M, Schieroni MP. Effect of age on muscle functions investigated with surface electromyography. Muscle Nerve 2002; 25(1): 65-76.
43. Narici MV, Bordini M, Cerretelli P. Effect of aging on human adductor pollicis muscle function. J Appl Physiol 1991; 71(4): 1277-81.
44. Solomonow M, Baten C, Smit J, Baratta R, Hermens H, D'Ambrosia R, et al. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. J Appl Physiol 1990; 68(3): 1177-85.
45. Bernardi M, Solomonow M, Nguyen G, Smith A, Baratta R. Motor unit recruitment strategy changes with skill acquisition. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 1996; 74(1-2): 52-9.
46. Bernardi M, Felici F, Marchetti M, Montellanico F, Piacentini MF, Solomonow M. Force generation performance and motor unit recruitment strategy in muscles of contralateral limbs. J Electromyogr Kinesiol 1999; 9(2): 121-30.
47. Weytjens JL, van Steenberghe D. The effects of motor unit synchronization on the power spectrum of the electromyogram. Biol Cybern 1984; 51(2): 71-7.
48. Semmler JG. Motor unit synchronization and neuromuscular performance. Exerc Sport Sci Rev 2002; 30(1): 8-14.
49. Sale DG. Neural adaptation to resistance training. Med Sci Sports Exerc 1988; 20(5 Suppl): S135-S145.
50. Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. J Appl Physiol 2004; 96(4): 1486-95.

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

Leila Simorgh[1], Giti Torkaman*, Sayed Mohamad Firouzabadi[2], Sedigheh Kahrizi[3], Mohsen Naji[4]

Original Article

Abstract

Introduction: Electromyography (EMG) response of muscles to Whole Body Vibration (WBV) has most studied acutely in areas close to the vibration platform. While, chronic effects of WBV on EMG response of muscles in far areas from vibration plate and with therapeutic perspective has been neglected. This study aimed to investigate the EMG response of muscles in areas far from vibration plate and important from orthopedic view in osteoporotic fractures and at risk population like women.

Materials and Methods: Twelve nonathletic healthy young women (mean age ± SD; 25.66 ± 2.71 years) were participated in the one-blind controlled trial study design. They all enrolled to the WBV (static semi squat training + vibration) (vertical vibration, 30 Hz, 3mm) and placebo (static semi squat training) groups, randomly. Training protocol was similar in both groups except of WBV machine set as off in placebo group. EMG tests of muscles (lumbar erector spine (ES), Gluteous maximus (G.max), Rectus femoris (RF)) were carried out before and after twelve sessions of training and root mean square and median frequency were extracted for statistical analysis.

Results: WBV effects on RMS of ES ($P = 0.017$) and G.max ($P = 0.014$), as well as median frequency of ES ($P = 0.020$) increased than before training. The net effect of WBV compared with placebo increased statistically only in RMS of G.max muscle ($P < 0.001$) and this increase was more than other two muscles, significantly ($P = 0.001$).

Conclusion: The results indicate the positive net effect of twelve sessions of WBV training on amplitude of muscle activity in G.max. This muscle is far from vibration plate and its strengthening can impose physiologic loading on the greater trochanter, cause likely to strengthen it and prevent osteoporotic fractures in this area. However, the relevance of this finding has to be further investigated in other studies and population like the postmenopausal women.

Keywords: WBV training, Women, RMS, Median frequency, EMG, Osteoporosis

Citation: Simorgh L, Torkaman G, Firouzabadi SM, Kahrizi S, Naji M. **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 2013; 9(3): 490-501.

Received date: 07/02/2013 Accept date: 01/08/2013

* Professor, Department of Physical Therapy, School of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran (Corresponding Author) Email: torkamg@modares.ac.ir
1- Department of Physical Therapy, School of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
2- Professor, Department of Medical Physics, School of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
3- Assistant Professor, Department of Physical Therapy, School of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
4- Lecturer, Department of Biomedical Engineering, School of Engineering, Islamic Azad University, Dezful Branch, Ahvaz, Iran