

Immediate effect of whole body vibration on maximal isometric contraction of biceps brachii in different contraction forces

Masoud Fekri Rad¹, Sedigheh Sadat Naimi^{2*}, Khosro Khademi-Kalantar³, Mehri Ghasemi², Alireza Akbarzadeh Bagheban⁴

¹ MSc in Physiotherapy, Dept. of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

² Assistant Professor of Physiotherapy, Dept. of Physiotherapy, Physiotherapy Research Center, School of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

³ Professor of Physiotherapy, Dept. of Physiotherapy, Physiotherapy Research Center, School of Rehabilitation Sciences, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

⁴ Associate Professor of Biostatistics, School of Rehabilitation Sciences. Shahid beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Article Received: 2014 September 22

Article Accepted: 2015 June 22

ABSTRACT

Background and Aim: Whole Body Vibration (WBV) is more attended as a new exercise modality helping improvement in neuro-muscular performance, but so far, its immediate effect indirectly concurrent with different external load (EL) on maximum voluntary contraction (MVC) and upper limb electromyography (EMG) is not known. The purpose of the present study was to investigate the immediate effect of WBV on maximum isometric contraction and upper limb EMG in different contraction forces.

Materials and Methods: In 15 young healthy men, dominant biceps randomly underwent isometric contraction with supination of forearm and 90 degrees of elbow flexion while receiving no WBV or WBV with a frequency of 50 Hz and low amplitude (4 mm) for 60 seconds (i.e. two thirty-second phase with an interval of 20-second-rest) in three different modes: without EL, with an EL of 10% of primary MVC, and finally with an EL of 20% of primary MVC. In the meantime, EMG activity of the muscle was recorded and once the whole exercise protocol was terminated, MVC was measured and its EMG activity was recorded simultaneously with MVC.

Results: WBV without EL showed a significant increase in biceps MVC compared with no WBV and no EL ($P=0.006$), whereas in WBV the comparison of an EL of 10% of primary MVC and that of 20%, despite rendering higher rate of MVC, is not statistically significant. On the other hand, WBV without EL revealed a significant improvement in biceps RMS ($P=0.001$). The same was true in WBV with an EL of 20% of MVC ($P=0.032$). The rate of $\Delta FMED$ with WBV or without WBV, and with an EL of 20%, was statistically more significant than without WBV, with an external load of 10%, and this significance with vibration was $P=0.011$ and without vibration was $P=0.016$. Meanwhile, $\Delta FMED$ was significant with WBV and with an external load of 20% of MVC compared with WBV and 10% of MVC ($P=0.023$).

Conclusion: It seems that a single session of WBV results in an immediate increase of MVC and EMG of biceps brachii and applying ELs of 10% and 20% of MVC with WBV did not significantly increase in the present study, but it leads to more increase of MVC and EMG. Also, the effect of an EL of 20% of MVC in this increase is more tangible than 10% of MVC.

Keywords: Whole Body Vibration, Maximum Isometric Strength, Elbow Flexor Muscles, Surface Electromyography, Dynamometer

Please cite this article as: Masoud Fekri Rad, Sedigheh Sadat Naimi, Khosro Khademi-Kalantar, Mehri Ghasemi, Alireza Akbarzadeh Bagheban. Immediate Effect of Whole Body Vibration on Maximum Isometric Contraction of Biceps Brachii in Different Contraction Forces. *J Rehab Med.* 2016; 4(4): 65-79.

* Corresponding author. E-mail address: naimi.se@gmail.com

تأثیر فوری اعمال ارتعاش کل بدن بر حداکثر قدرت ایزومتریک عضله دوسر بازویی در قدرت های مختلف انقباضی

مسعود فکری راد^۱، صدیقه سادات نعیمی^{۲*}، خسرو خادمی کلانتری^۳، مهری قاسمی^۲، علیرضا اکبرزاده باغبان^۴

^۱ کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
^۲ استادیار گروه فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات فیزیوتراپی و دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
^۳ استاد گروه فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات فیزیوتراپی و دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران
^۴ دکترای تخصصی آمار زیستی، دانشیار دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

چکیده

مقدمه و اهداف

امروزه ارتعاش کل بدن (WBV) بعنوان یک مدالیتی جدید ورزشی در بهبود عملکرد عصبی عضلانی بسیار مورد توجه محققین است ولی تاکنون اثرات اعمال فوری آن به صورت غیر مستقیم، همراه با اعمال مقادیر مختلف بار خارجی بر حداکثر میزان قدرت انقباض ایزومتریک (MVC) و فعالیت الکترومیوگرافی (EMG) عضلات اندام فوقانی مشخص نشده است. لذا هدف این مطالعه بررسی اثرات آن یارتعاش کل بدن بر حداکثر قدرت ایزومتریک و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در اندام فوقانی، در قدرت های مختلف انقباض می باشد.

مواد و روش ها

عضله دو سر بازویی سمت غالب ۱۵ نفر مرد جوان سالم بطورتصادفی در دو وضعیت بدون ارتعاش کل بدن و با ارتعاش کل بدن با فرکانس ۵۰ هرتز و آمپلی تود پائین (۴ میلی متر) به مدت ۶۰ ثانیه (در دو مرحله ۳۰ ثانیه ای و ۲۰ ثانیه استراحت در بین دو مرحله) در ۳ حالت بدون اعمال بار خارجی، با اعمال بار خارجی ۱۰ درصد MVC اولیه و ۲۰ درصد MVC اولیه در زاویه ۹۰ درجه فلکشن آرنج و سوپینیشن ساعد، تحت انقباض ایزومتریک قرار گرفت و در حین انجام تمرینات و بلافاصله پس از تمرینات نیز فعالیت الکترومیوگرام آن در حین انجام MVC ثبت گردید. پس از ثبت پارمترهای میزان MVC، RMS، و FMED محاسبه و ثبت شدند.

یافته ها

کاربرد WBV بدون اعمال بار خارجی باعث افزایش معنی دار میزان MVC عضله دو سر بازویی نسبت به حالت بدون ارتعاش و بدون بار خارجی ($P=0/006$) شد، درحالیکه کاربرد ارتعاش درحالت های اعمال بار خارجی ۱۰ درصد MVC و ۲۰ درصد MVC، با وجود افزایش در میزان MVC، دارای اختلاف معنی داری نسبت به حالت های مشابه بدون ارتعاش، نبودند. ازطرفی، کاربرد ارتعاش بدون اعمال بار خارجی سبب افزایش معنی دار میزان RMS عضله دو سر بازویی گردید ($P=0/001$). این وضعیت در حالت کاربرد ارتعاش با اعمال بار خارجی ۲۰ درصد MVC نیز صادق بوده است ($P=0/022$). میزان FMED نیز، هم در حالت با ارتعاش و هم در حالت بدون ارتعاش و با اعمال بار خارجی ۲۰ درصد MVC، نسبت به حالت بدون ارتعاش، با بار خارجی ۱۰ درصد MVC دارای اختلاف معنی داری بود و این میزان معنی داری در حالت با ارتعاش با $P=0/011$ و در حالت بدون ارتعاش با $P=0/016$ مشهود بوده است. همچنین FMED در حالت با ارتعاش و با بار خارجی ۲۰ درصد MVC نسبت به حالت با ارتعاش و با بار خارجی ۱۰ درصد MVC معنی دار بود ($P=0/023$).

نتیجه گیری

بنظر می رسد که اعمال یک جلسه WBV باعث افزایش آنی MVC و EMG عضله دوسر بازویی میگردد و اعمال بارهای خارجی ۱۰ درصد و ۲۰ درصد MVC همراه با ارتعاش، اگرچه در این مطالعه باعث افزایش معنی دار نبوده است اما سبب افزایش بیشتر MVC و EMG عضله می شود و اثر بار خارجی ۲۰ درصد MVC در این افزایش بارزتر از ۱۰ درصد MVC است.

واژه های کلیدی

ارتعاش کل بدن، حداکثر نیروی انقباض ایزومتریک، عضله دو سر بازویی، بارخارجی، الکترومیوگرافی سطحی، دینامومتر

* پذیرش مقاله ۱۳۹۴/۴/۱

* دریافت مقاله ۱۳۹۳/۶/۳۱

نویسنده مسئول: دکتر صدیقه سادات نعیمی. تهران، میدان امام حسین(ع)، خیابان دماوند(تهران نو)، روبروی بیمارستان بوعلی، مرکز تحقیقات فیزیوتراپی و دانشکده علوم توانبخشی

ایمیل: naimi.se@gmail.com

مقدمه و اهداف

امروزه، ارتعاش کل بدن با اهداف گوناگون مورد استفاده قرار می‌گیرد، که می‌توان به استفاده از آن به عنوان یک وسیله ورزشی در ورزشکاران حرفه‌ای^[۱]، و یا درمان پوکی استخوان^[۲] و یا حتی در درمان کمر دردهای مزمن^[۳] نام برد. این وسیله در واقع نوعی محرک مکانیکی با امواج سینوسی است که باعث حرکات نوسانی تکراری می‌گردد. طیف فرکانسی این وسیله در محدوده ۶۰-۱۵ هرتز و دامنه جابجایی آن بین یک تا ۱۰ میلی‌متر و شتاب ایجاد شده توسط آن حداکثر تا ۱۵g (g شتاب ناشی از جاذبه زمین و معادل ۹/۸ متر بر مجذور ثانیه) می‌باشد^[۴] و شدت ارتعاش براساس فرکانس و دامنه آن تعریف می‌شود. بنابراین واضح است که اثر ارتعاش بر روی قدرت عضله و عملکرد سیستم عصبی-عضلانی، به مجموعه‌ای از عوامل فرکانس و دامنه ارتعاش و نیز به مدت زمان استفاده از ارتعاش بستگی داشته باشد. به علاوه، بر اساس آنچه که از تحقیقات انجام شده برمی‌آید، به نظر می‌رسد که عوامل بیومکانیکالی همچون پوسچر فرد در حین اعمال ارتعاش، میزان انقباض و فعالیت اولیه عضله تحت ارتعاش و همچنین میزان کاهش امواج ارتعاشی در بافت هدف به دلیل پدیده میرایی امواج، در میزان تأثیر ارتعاش بر عضلات نقش داشته باشند^[۵].

استفاده از این وسیله به عنوان یک روش درمانی از حدود ۲۰ سال پیش در روسیه، به منظور جلوگیری از کاهش مواد معدنی استخوانی و آتروفی عضلانی در فضانوردانی که با شرایط بدون جاذبه مواجه بوده‌اند، شروع شد و مطالعات اولیه در مورد اثر ارتعاش کل بدن بر افزایش قدرت عضلانی در سال ۱۹۸۷ نشان داد که، استفاده از ارتعاش با دامنه کوتاه، می‌تواند به دلیل همزمانی^۱ فعالیت واحدهای حرکتی، سبب تقویت عضلات گردد^[۶]. مطالعات بعدی در اواخر دهه ۹۰ میلادی نیز به تأیید این نتیجه منجر شد^[۷،۸].

از آن پس، مطالعات زیادی در زمینه ارتعاش بر روی عضلات و سیستم‌های دیگر بدن، شامل استخوان‌ها و بافت‌های اندوکراین و نیز بر روی تعادل، در افراد مختلف و با شرایط سنی متفاوت، باروش‌ها و پروتکل‌های گوناگون صورت پذیرفت، که گاهی نتایج متناقضی را نشان دادند^[۹،۱۰،۱۱،۱۲]. با این حال، اکثر این مطالعات به بررسی اثرات ارتعاش کل بدن، بر قدرت و ثبات عضلات اندام‌های تحتانی پرداخته و مطالعات اندکی در مورد اندام‌های فوقانی موجود می‌باشد، که اکثر این مطالعات نیز به بررسی اثرات اعمال مستقیم ارتعاش بر عضلات اندام‌های فوقانی پرداخته‌اند و با توجه به نتایج اکثر این مطالعات، ارتعاش کل بدن، بعنوان یک مدالیته جدید ورزشی، باعث بهبود عملکرد عصبی-عضلانی گردیده است، ولی تاکنون مطالعه‌ای که به بررسی اثرات فوری آن به صورت غیر مستقیم، همراه با اعمال مقادیر مختلف بارخارجی، بر میزان حداکثر قدرت انقباض و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام فوقانی به صورت استاتیک بپردازد، وجود ندارد.

از آنجا که عضلات اندام فوقانی، برخلاف عضلات اندام تحتانی، بیشتر فانکشنال بوده و در حرکات ظریف^۲ داخله می‌نمایند، لذا، این احتمال وجود دارد که اثر ارتعاش بر این عضلات، نتایج متفاوتی با عضلات اندام تحتانی که بیشتر در تحمل وزن مداخله می‌نمایند، داشته باشد. در این خصوص، با توجه به اینکه عضلات و مفاصل مجموعه آرنج در ایجاد ثبات و یا دامنه حرکتی لازم جهت ایفای نقش دست، از اهمیتی ویژه برخوردارند^[۱۳] و شرایط لازم برای انجام حرکات ظریف و ماهرانه و یا حرکات قدرتی دست را فراهم می‌نمایند و در این بین، عضله دوسر بازویی، به عنوان یکی از عضلات مهم قدام مجموعه آرنج، به طور اولیه در عملکرد این مفصل مداخله می‌نماید^[۱۴]، و از طرفی، با توجه به اینکه، مطالعات گذشته نشان دادند که اعمال مستقیم ارتعاش کل بدن با فرکانس ۳۰ هرتز، در عضلات اندام تحتانی^[۱۵] و با فرکانس ۵۰ هرتز، در عضلات اندام فوقانی^[۱۶]، بیشترین اثرات را برافزایش قدرت عضلات بجا خواهند گذاشت، لذا، هدف مطالعه حاضر، تأثیر آنی اعمال غیر مستقیم ارتعاش کل بدن، با فرکانس ۵۰ هرتز، بر حداکثر قدرت ایزومتریک و فعالیت الکترومیوگرافی عضله دوسر بازویی، در شدت‌های مختلف انقباض می‌باشد و چون تاکنون هیچ مطالعه مشابهی در این مورد صورت نپذیرفته است و استفاده از بارهای خارجی زیاد برای اولین بار بر روی نمونه‌ها ممکن است سبب آسیب آنها گردد، لذا بدلیل رعایت اخلاق پزشکی و نیز بدلیل جلوگیری از ایجاد خستگی زودرس در عضلات دوسر بازویی که سبب تحت تأثیر گذاشتن آزمایش‌های بعدی می‌گردد، در این مطالعه از بار خارجی ۱۰ درصد و ۲۰ درصد حداکثر قدرت ایزومتریک عضله دو سر بازویی و دو دوره زمانی ۳۰ ثانیه‌ای یا ۲۰ ثانیه استراحت بین آنها استفاده شد.

مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع کارآزمایی کنترل شده تصادفی بود. توسط کمیته اخلاقی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی مورد تأیید قرار گرفت. ۱۵ نفر از دانشجویان مذکر سالم و غیر ورزشکار دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی در دامنه سنی ۱۸-۲۵ سال، با روش نمونه‌گیری

¹ Synchronization

² Fine Movement

غیر تصادفی ساده در مطالعه شرکت نمودند. این افراد، نسبت به استفاده از ارتعاش کل بدن، هیچ گونه منعی مانند مشکلات تعادلی، درد یا سابقه جراحی در اندام فوقانی نداشتند و در صورت نداشتن تحمل ارتعاش و یا نداشتن تمایل به ادامه همکاری در هر مرحله از انجام آزمون، قادر به خروج از مطالعه بودند. در ابتدا پس از ارائه خلاصه روش کار نحوه استفاده از دستگاه و روش انجام تست ها، از نمونه ها فرم رضایت کتبی اخذ گردید.

ابتدا محل نصب الکتروود فعال و الکتروود زمین مشخص شد. سپس موهای روی پوست در محل قرارگیری الکتروود ها تراشیده شده و چربی پوست با الکل پاک گردید. برای الکتروود گذاری، طبق نظر SENIAM در حالی که فرد روی صندلی نشسته، آرنج ۹۰ خم و ساعد در وضعیت سوپینیشن بود، خط بین اکرومیون و حفره کوبیتال رسم شد. در یک سوم انتهایی این خط، الکتروود های دوقطبی در موازات فیبرهای عضله دوسر بازویی سمت غالب بدن روی پوست ثابت شد (شکل ۱) [۱۷]. الکتروود زمین، روی سطح قدامی خارجی مچ دست فرد بسته شد. جهت انجام الکترومیوگرافی (Data Log, Biometrics Ltd, P3X8, UK)، از الکتروود های سطحی دوقطبی از جنس نقره - کلریدنقره استفاده شد و سیگنال های الکترومیوگرافی با پهنای باند ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز از عضله دوسر بازویی سمت غالب شرکت کنندگان جمع آوری گردید.



تصویر ۱: نحوه تعیین محل الکتروودهای ثابت بر عضله دوسر بازویی بر گرفته از <http://www.seniam.org>

از نمونه ها خواسته شد تا با استفاده از ارگومتر (Monark, Ergonomic 894 E, Switzerland) با توان ۷۵ وات، و نرخ پدال زدن ۴۵-۵۰ عدد در دقیقه به مدت ۳ دقیقه به گرم کردن بدن خود بپردازند و پس از آن ۵ کشش ۵ ثانیه ای از عضله دوسر بازویی آنها گرفته شد. برای تعیین MVC در حالی که نمونه روی صندلی مخصوصی نشسته بود، بازو و تنه با بستن استرپ بی حرکت شد. دستگیره دینامومتر (ZEMIC, H3-C3-100kg-3b) بر روی مچ دست، در محل ۳ سانتی متر بالای چین قدامی مچ قرار داده شد. سپس از آنها خواسته شد تا در جهت خم کردن آرنج، با حداکثر نیرو به دستگیره دینامومتر نیرو وارد کند و این حالت را به مدت ۵ ثانیه حفظ نمایند. در این مدت با دستگاه الکترومیوگرافی، فعالیت الکتریکی عضله دو سر بازویی ثبت و عدد نشان داده شده توسط دینامومتر به عنوان مقدار کمی حداکثر انقباض ارادی عضله (MVC) یادداشت شد. این روش ۳ بار (هر بار پس از ۳۰ ثانیه استراحت) تکرار و میانگین به عنوان میزان MVC هر فرد در نظر گرفته شد. چنانچه تفاوت میزان MVC بین دفعات بیش از ۵ درصد بود، آزمون مجدداً تکرار شد.

قبل از مرحله اصلی تکرار پذیری شیوه های آزمون (دینامومتری و الکترومیوگرام) بر روی ۷ نفر با اعمال ارتعاش کل بدن (FitvibexcelPro Medi, F100407, Belgium) به همراه بار خارجی معادل ۱۰ درصد MVC و تکرار آن به مدت ۳ ساعت بعد، مورد بررسی قرار گرفت. در مرحله اصلی اجرا برای اجتناب از ایجاد خستگی زودرس در عضله دوسر بازویی (و تحت تاثیر قرار گرفتن نتایج)، از بار خارجی ۱۰ و ۲۰ درصد حداکثر قدرت ایزومتریک عضله دوسر بازویی استفاده شد.

روش اجرای تحقیق به این ترتیب بود که پس از گرم کردن بدن و اندازه گیری MVC، ترتیب انجام وضعیت های تحقیق برای هر نمونه بطور تصادفی تعیین شد. در هر یک از وضعیت های ذیل نمونه ها می بایست ۲ مرحله ۳۰ ثانیه ای (با ۲۰ ثانیه استراحت بین آنها)، انقباض ایزومتریک عضله دوسر بازو را در حالت ۹۰ درجه خم شده ی آرنج و سوپینیشن ساعد حفظ می کردند. وضعیت های مورد بررسی عبارت بودند از:

۱. ایستادن روی دستگاه خاموش لرزش کل بدن و حفظ انقباض ایزومتریک عضله دو سر بازو (بدون تحمل وزنه خارجی)
۲. ایستادن روی دستگاه روشن لرزش کل بدن (با آمپلی تود ۴ میلی متر وفرکانس ۵۰ هرتز) و حفظ انقباض ایزومتریک عضله دوسر بازو (بدون تحمل وزنه خارجی)

۳. ایستادن روی دستگاه روشن لرزش کل بدن (با آمپلی تود ۴ میلی متر و فرکانس ۵۰ هرتز) و حفظ انقباض ایزومتریک عضله دوسر بازو همزمان با تحمل وزنه خارجی معادل ۱۰ درصد MVC

۴. ایستادن روی دستگاه روشن لرزش کل بدن (با آمپلی تود ۴ میلی متر و فرکانس ۵۰ هرتز) و حفظ انقباض ایزومتریک عضله دوسر بازو همزمان با تحمل وزنه خارجی معادل ۲۰ درصد MVC

۵. ایستادن روی دستگاه خاموش لرزش کل بدن و حفظ انقباض ایزومتریک عضله دوسر بازو همزمان با تحمل وزنه خارجی معادل ۱۰ درصد MVC

۶. ایستادن روی دستگاه خاموش لرزش کل بدن و حفظ انقباض ایزومتریک عضله دوسر بازو همزمان با تحمل وزنه خارجی معادل ۲۰ درصد MVC

در هر یک از وضعیتهای مورد بررسی به طور همزمان، سیگنال های الکترومایوگرام ثبت شد تا در ۵ ثانیه ابتدا و انتهای هر دوره ۶۰ ثانیه ای تمرین مورد بررسی قرار گیرد. حفظ زاویه ۹۰ درجه خم شده ی آرنج با استفاده از گونیامتر و زمان نیز توسط سنج دیجیتال پایش می شد. پس از انجام هر وضعیت مورد بررسی مجدداً میزان MVC نمونه ها مطابق روش قبلی اندازه گیری و امواج الکترومایوگرام عضله دوسر بازویی نمونه ها ثبت گردید. بین مراحل مختلف ۱۵ دقیقه استراحت به نمونه ها داده شد.

پس از انجام آزمون ها، داده های الکترومایوگرام توسط نرم افزار Data Log استخراج گردید. این داده ها شامل RMS، حد اکثر انقباض ایزومتریک و FMED در ۵ ثانیه ابتدا و انتهای تمرین با ارتعاش وبدون ارتعاش بودند. اندازه گیری RMS در پنجره های ۱۰ میلی ثانیه در زمان های ۵ ثانیه ای تست MVC و همچنین اندازه گیری FMED در پنجره های ۶۴ میلی ثانیه در دوره های زمانی ۵ ثانیه ابتدا و انتهای هر دوره از تمرین ۶۰ ثانیه ای صورت پذیرفت.

پس از استخراج این داده ها به وسیله نرم افزار، برای بدست آوردن RMS، میانگین ۳ مرحله RMS بدست آمده محاسبه شد و همچنین، تفاضل FMED مربوط به ۵ ثانیه انتهای ۳۰ ثانیه دوم تمرین از ۵ ثانیه ابتدای ۳۰ ثانیه اول تمرین بدست آمد و سپس داده ها در جداول مربوط ثبت گردیدند. داده های RMS بر اساس MVC نرمالیزه شد. ^[۱۸] Normalised RMS سپس داده های MVC و RMS نرمالیزه شده (بر اساس درصدی از مقادیر اولیه آن) به همراه داده های FMED در نرم افزار SPSS18 با دو عامل درون موردی وضعیت ارتعاش (بدون ارتعاش و با ارتعاش) و بار خارجی (بی وزنه، با وزنه ۱۰ درصد MVC و ۲۰ درصد MVC) قرار داده شد تا به بررسی روابط داده ها پرداخته شود. برای توصیف متغیرها از شاخص های میانگین و انحراف معیار و همچنین از جداول و نمودارهای آماری کمک گرفته شد. ارزیابی میزان انطباق توزیع متغیرها با توزیع نرمال داده ها از طریق آزمون کولموگروف - اسمیرنوف به اثبات رسید. برای مقایسه متغیرها، از آزمون تحلیل واریانس، با اندازه های مکرر، با دو عامل درون موردی وضعیت ارتعاش (با و بدون ارتعاش) و بار خارجی (بدون بار، ۱۰ درصد MVC و ۲۰ درصد MVC) استفاده گردید. همچنین مقایسه های دو به دو، به کمک آزمون تی زوجی انجام شد. خطای نوع اول در این آزمون ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها

مشخصات دموگرافیک شرکت کنندگان در جدول ۱ آورده شده است، همه نمونه ها در این مطالعه مرد و سمت غالب آنها راست بوده است:

جدول ۱: مشخصات دموگرافیک شرکت کنندگان (n=۱۵)

متغیر	حداقل	حداکثر	میانگین	انحراف معیار
قد (متر)	۱/۷۲	۱/۸۸	۱/۷۸	۲/۱۶
وزن (کیلوگرم)	۵۶/۰۰	۸۲/۷۰	۷۱/۲۶	۷/۴۱
سن (سال)	۱۸	۲۵	۲۱/۶۷	۲/۱۶
شاخص توده بدنی (BMI)	۱۸/۷۳	۲۴/۴۵	۲۲/۵۷	۲/۰۰

در جدول ۲، میزان MVC و فعالیت الکتریکی عضله دوسر بازویی و همچنین میزان تفاوت FMED در ۵ ثانیه انتها و ۵ ثانیه ابتدای تمرینات در وضعیت های مختلف آزمایش نشان داده شده است.

جدول ۲: شاخص های آماری متغیرهای $\Delta FMED, MVC, RMS$ به تفکیک وضعیت ارتعاش و میزان بار خارجی ($n=15$)

$\Delta FMED(Hz)$ ($FMED2_FMED1$)	RMS(ms)			MVC(kg)		
	میانگین به درصد (انحراف معیار)	میانگین زمانبزه (انحراف معیار)	میانگین (انحراف معیار)	میانگین به درصد (انحراف معیار)	میانگین (انحراف معیار)	
-	۱۰۰/۰۰	۳/۱۳	۰/۷۰	۱۰۰/۰۰	۱۹/۶۹	بدون بار خارجی
۰/۱۸	۱۱۱/۸۲	۰/۳۷	۰/۷۹	۱۱۶/۴۰	۲۲/۴۳	بدون ارتعاش
(۲/۱۳)	(۴۱/۷۲)	(۰/۶۸)	(۰/۳۶)	(۱۹/۳۵)	(۴/۳۰)	
-۶/۴۸	۱۱۱/۵۰	۰/۳۶	۳۴/۰/۸۰	۱۱۶/۱۵	۶۹/۲۲/۴۲	بدون بار خارجی
(۲/۱۷)	(۶۵/۶۴)	(۱/۰۷)	(۰)	(۲۱/۳۷)	(۴/۱)	
۰/۶۲	۱۱۸/۸۵	۰/۵۹	۳۹/۰/۸۴	۱۱۸/۲۶	۲۲/۶۷	بدون بار خارجی
(۱/۷۷)	(۷۳/۶۲)	(۱/۲۰)	(۰)	(۲۱/۸۸)	(۳/۹۸)	با ارتعاش
۲/۸۲	۱۱۷/۸۹	۰/۵۶	۰/۸۳	۱۱۶/۱۱	۲۲/۵۳	
(۱/۸۲)	(۵۵/۲۱)	(۰/۹۰)	(۰/۳۶)	(۱۴/۲۶)	(۴/۵۴)	با ارتعاش
-۹/۰۳	۱۲۲/۳۶	۰/۷۰	۳۳/۰/۸۷	۱۱۹/۳۴	۲۳/۱۵	
(۲/۳۱)	(۶۸/۷۱)	(۱/۱۲)	(۰)	(۱۷/۳۷)	(۴/۹۱)	

در بررسی تکرارپذیری، ضریب همبستگی^۳ برای متغیر MVC معادل ۰/۹۶ و برای متغیر RMS معادل ۰/۸۰ بودند که بر اساس تقسیم بندی روسنر^{۱۹۹۴} در سطح عالی طبقه بندی شده و بیان کننده تکرارپذیری بالای دینامومتر و الکترومایوگرام بودند. همچنین مقادیر P بدست آمده از آزمون کولموگروف - اسمیرنوف در همه آزمون ها برای متغیرهای MVC و RMS کمتر از ۰/۰۵ بودند و انطباق مناسب توزیع متغیرها با توزیع نرمال و امکان استفاده از آزمون های پارامتریک برای تجزیه و تحلیل متغیرها را اثبات نمودند.

تغییرات MVC با توجه به جدول ۲، میانگین MVC در حالت با ارتعاش نسبت به حالت بدون ارتعاش و بدون بار خارجی (حالت اولیه) بود، اما با افزایش بارهای خارجی، در حالت با ارتعاش، تغییر چندانی در میزان MVC صورت نپذیرفت. انجام تست های درون گروهی برای بررسی اثر بارهای مختلف خارجی برحالات با ارتعاش و بدون ارتعاش نیز این مسئله را به اثبات رساندند نشان داد که با افزایش اعمال بار خارجی در حالت بدون ارتعاش، شاهد تغییرات معنی داری در میزان MVC خواهیم بود، بر این اساس، در بررسی MVC حالت های بدون ارتعاش، با بارهای خارجی، وضعیت بدون ارتعاش و بدون بار خارجی نسبت به حالت بدون ارتعاش و با بار خارجی ۱۰ درصد و ۲۰ درصد MVC دارای اختلاف معنی داری بود ($P=0/016$ برای حالت اول و $P=0/033$ برای حالت دوم) و میانگین MVC افزایش داشت. درحالات با بار خارجی ۱۰ درصد MVC نسبت به بار خارجی ۲۰ درصد MVC، اگرچه با افزایش میزان MVC در حالت بار خارجی ۲۰ درصد مواجه بودیم، اما این اختلاف، معنی دار نبود. در حالی که، در وضعیت با ارتعاش، با افزایش میزان بار خارجی، با وجود افزایش جزئی در میزان MVC، شاهد هیچگونه اختلاف معنی داری در میزان افزایش MVC نبودیم و میزان بار خارجی در افزایش MVC بی تاثیر بود. این وضعیت در جدول ۳ نشان داده شده است.

از طرفی، در مقایسه حالت های تمرینی با بارهای خارجی مشابه در وضعیت های بدون ارتعاش و با ارتعاش، با استفاده از T-Test، حالت با ارتعاش و بدون بار خارجی، تفاوت معنی داری با حالت بدون ارتعاش و بدون بار خارجی داشت ($P=0/006$) و میزان میانگین آن در حدود ۱۸ درصد بیشتر بود. حالت با ارتعاش و با بار خارجی ۱۰ درصد MVC نسبت به حالت بدون ارتعاش و با بار خارجی ۱۰ درصد MVC دارای

16. ICC: Intraclass correlation coefficient

۱۷. تکرار پذیری نسبی: ضریب همبستگی کمتر از ۰/۴۰ به عنوان تکرارپذیری ضعیف، بین ۰/۴۰ و ۰/۷۵ متوسط و بیش از ۰/۷۵ عالی

افزایش بود، ولی این میزان افزایش معنی دار نبود ($P=0/914$). این وضعیت در مورد حالت با ارتعاش و با بار خارجی ۲۰ درصد MVC نسبت به حالت بدون ارتعاش و با بار خارجی ۲۰ درصد MVC، نیز صادق بود

جدول ۳: مقایسه تغییرات MVC در وضعیت های مختلف بار خارجی

میزان معنی داری (P)	انحراف معیار	تفاوت میانگین	مقایسه حالت:
۰/۰۱۶	۵/۰۰	-۱۶/۴۰	بدون ارتعاش و بدون بار خارجی و بدون ارتعاش و با بار خارجی ۱۰ درصد MVC
۰/۰۳۳	۵/۵۲	-۱۶/۱۵	بدون ارتعاش و بدون بار خارجی و بدون ارتعاش و با بار خارجی ۲۰ درصد MVC
NS	۱/۹۷	۰/۲۵	بدون ارتعاش و با بار خارجی ۱۰ درصد MVC و بدون ارتعاش و با بار خارجی ۲۰ درصد MVC

و در هر دو مورد با وجود افزایش میزان میانگین MVC در حالت با ارتعاش نسبت به حالت بدون ارتعاش، تفاوت معنی داری به چشم نخورد، که در نمودار ۲ نمایش داده شده است. این نمودار نشان داد که حالت با ارتعاش همیشه و در همه وضعیت های بار خارجی از میانگین MVC نسبتاً بیشتری، نسبت به حالت بدون ارتعاش برخوردار بوده است.

تغییرات RMS

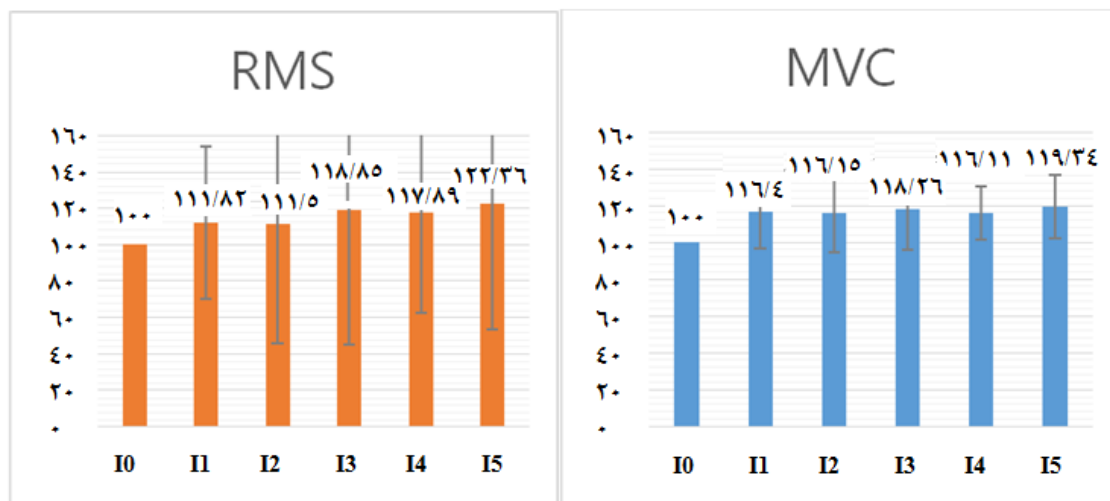
در مورد RMS نیز، چنانچه از جدول ۲ برمی آید، مشخص شد که حالت های با ارتعاش نسبت به حالت های بدون ارتعاش از میانگین RMS بالاتری برخوردار بودند، به طوری که حالت با ارتعاش و بدون بار خارجی دارای میانگین RMS بیش از ۱۸ درصد نسبت به حالت بدون ارتعاش و بدون بار خارجی بود، ولی با افزایش بارهای خارجی، در حالت با ارتعاش تغییر چندانی در میزان RMS صورت نپذیرفت. به این منظور تست های درون گروهی برای بررسی اثر بارهای خارجی در حالت با ارتعاش و بدون ارتعاش انجام شد، و ثابت شد که افزایش بار خارجی سبب افزایش معنی دار میزان RMS در حالت بدون ارتعاش خواهد گشت، به طوری که در وضعیت بدون ارتعاش و بدون بار خارجی نسبت به وضعیت بدون ارتعاش و با بار خارجی ۱۰ درصد MVC، دارای اختلاف معنی دار ($P=0/001$) و همچنین، با حالت بدون ارتعاش و با بار خارجی ۲۰ درصد نیز، دارای اختلاف معنی دار ($P=0/002$) بود و میزان RMS افزایش داشت. در حالی که، حالت بدون ارتعاش و با بار خارجی ۱۰ درصد MVC نسبت به حالت بدون ارتعاش و با بار خارجی ۲۰ درصد MVC با وجود افزایش در میزان RMS، دارای اختلاف معنی داری نبود، با این حال، میزان افزایش RMS، با افزایش بار خارجی در حالت با ارتعاش، معنی دار نبود. این وضعیت در جدول ۴ شرح داده شده است:

جدول ۴: مقایسه تغییرات RMS در وضعیت های مختلف بار خارجی

میزان معنی داری (Sig.)	انحراف معیار	تفاوت میانگین	مقایسه حالت
۰/۰۰	۰/۵۰۵	۲/۷۶۳	بدون ارتعاش و بدون بار خارجی و بدون ارتعاش و بار خارجی ۱۰ درصد MVC
۰/۰۰۲	۰/۶۲۵	۲/۷۷۲	بدون ارتعاش و بدون بار خارجی و بدون ارتعاش و بار خارجی ۲۰ درصد MVC
NS	۰/۱۹۶	۰/۰۰۹	بدون ارتعاش و بار خارجی ۱۰ درصد MVC و بدون ارتعاش و بار خارجی ۲۰ درصد MVC

در مقایسه حالات مختلف تمرین با ارتعاش و بدون ارتعاش با بارهای خارجی همانند، که توسط T-Test به انجام رسید مشخص شد که RMS در حالت با ارتعاش و بدون بار خارجی نسبت به حالت بدون ارتعاش و بدون بار خارجی دارای افزایش معنی داری بوده است ($P=0/001$)، در حالیکه، در حالت با ارتعاش و با بار خارجی ۱۰ درصد MVC نسبت به بدون ارتعاش و با بار خارجی ۱۰ درصد MVC، با وجود اینکه شاهد افزایش در میانگین RMS بودیم، اما این افزایش معنی دار نبود. این در حالی است که مجدداً در حالت با ارتعاش و با بار خارجی ۲۰ درصد MVC نسبت به حالت بدون ارتعاش و با بار خارجی ۲۰ درصد MVC شاهد افزایش معنی دار در میانگین RMS بودیم ($P=0/032$). نمودار ۲ نشان می‌دهد که میزان RMS در هنگام اعمال بارهای مختلف خارجی در وضعیت با ارتعاش از میانگین بیشتری نسبت به حالت بدون ارتعاش برخوردار بوده و از آنجا که اثر بار خارجی بر حالت ارتعاش معنی دار نبود، لذا افزایش میزان RMS، مدیون ارتعاش بوده است. به عبارت دیگر، افزایش میزان بار خارجی اعمال شده به همراه ارتعاش، سبب افزایش میزان RMS شد، که البته اثر متغیر ارتعاش واضح تر از متغیر بار خارجی بود.

بطور کلی در مقایسه MVC و RMS حالت‌های مختلف، با حالت اولیه بدون ارتعاش و بدون بار خارجی، مشخص شد که میزان MVC و RMS در کلیه تمرینات نسبت به حالت اولیه و همچنین در حالت‌های با بار خارجی ۲۰ درصد MVC، نسبت به بار خارجی ۱۰ درصد MVC، افزایش داشت و این افزایش، در تمریناتی که با ارتعاش همراه بودند، بیشتر از حالت‌های بدون ارتعاش بود، اگرچه این افزایش در بعضی موارد معنی دار نبودند. به عبارت دیگر، از یک طرف، اعمال بارهای خارجی، سبب افزایش میزان MVC و RMS شدند، و از طرفی دیگر، اعمال ارتعاش نیز، سبب افزایش در میزان MVC و RMS گردید، که سهم ارتعاش، در این افزایش به مراتب بیشتر از بار خارجی بود. نمودار ۲، درصد افزایش در هر دو مورد را مشخص می‌نماید:



نمودار ۲: مقایسه MVC و RMS در حالات مختلف ۶ گانه با یکدیگر

I0: بدون ارتعاش و بدون بار خارجی، I1: بدون ارتعاش و با بار خارجی ۱۰ درصد MVC، I2: بدون ارتعاش و با بار خارجی ۲۰ درصد MVC، I3: با ارتعاش و بدون بار خارجی، I4: با ارتعاش و با بار خارجی ۱۰ درصد MVC، I5: با ارتعاش و با بار خارجی ۲۰ درصد MVC

این نمودار نشان داد که، انقباض عضله دوسر بازویی با بار خارجی در حین اعمال ارتعاش غیر مستقیم با فرکانس بالا، با وجود افزایش جزئی در میزان MVC و RMS، اثر معنی داری بر آنها نداشت، در حالیکه اثر بار خارجی مشابه، بر افزایش MVC و RMS، در حالت بدون ارتعاش، معنی دار بود و همچنین، افزایش شدت انقباض به میزان ۱۰ درصد و ۲۰ درصد MVC در حین اعمال ارتعاش، سبب افزایش معنی دار قدرت عضله دوسر بازویی، نسبت به حالت بدون بار خارجی نشد، اما، افزایش شدت انقباض در حالت بدون ارتعاش، اثر معنی داری بر افزایش قدرت انقباضی عضله دوسر بازویی داشت. از طرفی، اثر ارتعاش بر افزایش قدرت عضله و فعالیت الکتریکی آن در حین اعمال بارهای خارجی، بیشتر از حالت بدون ارتعاش بود، که این مسئله در بار خارجی ۲۰ درصد MVC بارزتر بود.

تغییرات FMED

برای این منظور، تفاضل FMED در ۵ ثانیه دوم تمرین ۶۰ ثانیه ای از FMED در ۵ ثانیه اول آن زیر عنوان Δ FMED به عنوان داده اصلی در نرم افزار SPSS قرار گرفت، لازم به ذکر است، که در حالت بدون ارتعاش وبدون بار خارجی که در واقع تمرینی صورت نپذیرفته است، میزان Δ FMED، معادل صفر در نظر گرفته شد. نتایج حاصل از مقایسه میزان Δ FMED در حالت های مختلف تمرین، با استفاده از آزمایش بون فرونی نشان داد که میزان Δ FMED در حالت بدون ارتعاش و با بار خارجی ۱۰ درصد MVC، نسبت به حالت بدون ارتعاش و با بار خارجی ۲۰ درصد MVC، معنی دار ($P=0/016$) و همچنین نسبت به حالت با ارتعاش و با بار خارجی ۲۰ درصد MVC نیز، معنی دار ($P=0/011$) بود، از طرفی، حالت با ارتعاش و با بار خارجی ۱۰ درصد MVC نسبت به حالت با ارتعاش و با بار خارجی ۲۰ درصد MVC، دارای اختلاف معنی دار بود، ولی در سایر حالت ها روابط معنی داری برقرار نبود.

مقایسه Δ FMED در حالت های با ارتعاش و بدون ارتعاش با یکدیگر، در حین اعمال بارهای خارجی متفاوت، نشان داد که در زمان اعمال بارهای خارجی ۲۰ درصد MVC، میزان Δ FMED چه در حالت با ارتعاش و چه در حالت بدون ارتعاش، دارای سیر نزولی بوده است که، موید میزان خستگی موضعی عضلانی می باشد، که البته این میزان، در حالت با ارتعاش، نسبت به حالت بدون ارتعاش محسوس تر بود.

بحث

نتایج بدست آمده از این تحقیق نشان داد که اعمال غیر مستقیم ارتعاش کل بدن با فرکانس ۵۰ هرتز و دامنه ۴ میلی متر به عضله دو سر بازویی، سبب افزایش آماری معنی دار در میزان فعالیت الکتریکی این عضله می شود. بطوریکه میزان MVC و RMS نسبت به حالت بدون ارتعاش تا ۱۸ درصد مقدار اولیه آن افزایش می یابد ($PMVC=0/006$ و $PRMS=0/001$). همچنین، استفاده از بارهای خارجی ۱۰ درصد و ۲۰ درصد MVC برای ایجاد شدت های مختلف انقباض در عضله دوسر بازویی توانست به افزایش میانگین فعالیت الکتریکی این عضله کمک نماید، اما این میزان افزایش از نظر آماری معنی دار نبود، که نیاز به تحقیقات بیشتر در این زمینه ضروری به نظر می رسد. در بررسی پارامتر وابسته به فرکانس FMED، مشخص شد که ارتعاش کل بدن بخصوص زمانی که با بار خارجی همراه بود، در ایجاد خستگی عضلانی موثر بوده است که خود نشان دهنده فعالیت بیشتر عضلات می باشد. این مسئله پیشتر توسط Rittweger و همکاران^[۲۰] در مورد اندام های تحتانی گزارش شده بود.

از آنجا که بسیاری از محققین در گذشته معتقد بودند که اعمال ارتعاش کل بدن بصورت غیر مستقیم بر روی عضلات اندام فوقانی بی اثر میباشد، لذا مطالعات زیادی در این مورد انجام نشده بود. Rubin و همکاران^[۲۱] با استفاده از شتاب سنج^۵ نشان دادند که مفاصل ران و ستون مهره ها تا میزان ۳۰ درصد از امواج ارتعاشی با فرکانس های ۱۵ تا ۳۵ هرتز را در حالت نیمه اسکات با زانوهای ۲۰ درجه خمیده بر روی دستگاه ارتعاش تقلیل می دهند و این مسئله سبب کاهش انتقال امواج، قبل از رسیدن به اندام های فوقانی خواهد شد. همچنین، Mester و همکاران^[۲۳] گزارش کردند که امواج ارتعاش کل بدن در عبور از بافت های بدن در یک الگوی خطی کاهش نمی یابد و Luo و همکاران^[۲۳] بیان نمودند که امواج ارتعاش کل بدن در عبور از بافت های بدن به حدی کاهش می یابند که قادر به افزایش فعالیت عضلات در اندام های فوقانی نمی باشند. در مطالعه حاضر مشخص شد که امواج ارتعاش کل بدن با فرکانس ۵۰ هرتز و دامنه ۴ میلی متر با وجود کاهش فرکانس و دامنه ارتعاش واصله به عضلات اندام های فوقانی، قادر به افزایش معنی دار فعالیت الکتریکی این عضلات خواهند شد. این مطالعه از این نظر با مطالعات Hazell و همکاران^[۱۴،۲۴] مطابقت دارد که بیان نمود که استفاده از فرکانس ۴۵ هرتز و دامنه ۴ میلی متر در حالت ایستاده بر روی دستگاه ارتعاش کل بدن در حالت نیمه اسکات سبب افزایش فعالیت الکترومایوگرافی عضلات سه سر بازویی در اندام فوقانی و نیز واستوس خارجی و دوسر رانی در اندام تحتانی خواهد شد. در واقع، داده های بدست آمده در مطالعه حاضر، اولین گزارش در مورد فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دوسر بازویی با اعمال بارهای خارجی و ارتعاش غیر مستقیم با فرکانس ۵۰ هرتز و دامنه ۴ میلی متر در حالت ایستاده بر روی صفحه ارتعاش می باشد. به نظر می رسد که فرکانس ۵۰ هرتز بخصوص وقتی که با انقباض عضلات اندام فوقانی علیه بار خارجی همراه باشد سبب افزایش انتقال تحریکات ارتعاش به قسمت های بالاتر بدن گردیده و در نتیجه سبب افزایش عملکرد عضلات می شود.

نتایج این مطالعه با یافته های Bosco و همکاران^[۷] و نیز با یافته های Mischi و همکاران^[۲۵] که افزایش فعالیت الکترومایوگرام عضله دوسر و سه سر بازویی را عنوان نمودند، مطابقت دارد. در مطالعه Bosco و همکاران^[۷]، فعالیت الکترومایوگرام عضلات دوسر و سه سر بازویی با ۵ مرحله ۶۰ ثانیه ای ارتعاش با فرکانس ۳۰ هرتز که بصورت موضعی اعمال می شد، نسبت به فعالیت الکتریکی این عضلات قبل از

اعمال ارتعاش تغییر معنی داری نداشته ولی وقتی فعالیت الکتریکی عضله دوسر بازویی به توان مکانیکی (P) که به عنوان شاخص کفایت عصبی^۶ محسوب می گردد؛ تقسیم شد، شاهد افزایش آماری چشمگیری در میزان فعالیت الکترومایوگرافی این عضله در حین ارتعاش بودند که تا سطح دوبرابر مقادیر اولیه بود. در مطالعه Mischi و همکاران^[۲۵] نیز برای اعمال ارتعاش موضعی از فرکانس ۲۸ هرتز در عضلات دوسر و سه سر بازویی در حین حرکات فلکشن و اکستنشن ایزومتریک استفاده گردید که این محققین نیز افزایش فعالیت الکتریکی هر دو عضله، هم در حرکات فلکشن و هم در حرکات اکستنشن را گزارش نمودند. Hazell و همکاران^[۲۶] در مطالعه دیگری که بر روی اندام های تحتانی انجام دادند نیز بیان کردند که ارتعاش کل بدن با فرکانس ۴۵ هرتز و دامنه ۴ میلی متر در حالت همراه با بار خارجی و یا بدون آن سبب افزایش فعالیت عضلانی در عضلات اندام تحتانی می گردد. Gerard و همکاران^[۱۵] نیز در مطالعه خود از حالت بدون ارتعاش و با ارتعاش بافرکانس های ۳۰ و ۳۵ و ۴۰ و ۵۰ هرتز و بارهای خارجی ۲۰ و ۳۰ و ۴۰ و ۵۰ کیلوگرم به مدت ۱۰ ثانیه در وضعیت نیمه اسکات و بصورت استاتیک، برای عضلات اندام تحتانی استفاده کردند و نتایج حاصل از این مطالعه نیز حاکی از افزایش فعالیت الکتریکی عضلات چهارسر ران بوده است و در ضمن نشان داد که صرف نظر از اعمال یا عدم اعمال ارتعاش، یک رابطه خطی بین افزایش بار خارجی و میزان افزایش فعالیت الکتریکی عضلات وجود دارد. Wirth و همکاران^[۲۷] نیز در مطالعه ای به بررسی اثر مستقیم ارتعاش کل بدن بر قدرت عضلات پستی و شکمی پرداخته و نتایج مشابهی در راستای افزایش فعالیت این عضلات ارائه نمودند. این محققین میزان افزایش فعالیت عضلانی را به فاصله عضله از محل اعمال ارتعاش و میزان تاثیر وضعیت قرارگیری بدن در برهم زدن تعادل در حین ارتعاش عنوان کردند.

آنچه از این تحقیقات و تحقیقات مشابه بر می آید حاکی از آن است که غیر از عوامل وابسته به ارتعاش نظیر فرکانس و دامنه ارتعاش، عوامل دیگری همچون فاصله عضله از محل اعمال ارتعاش^[۲۸] و میزان تعادل بدن^[۲۹] و نیز میزان انقباض عضله که توسط وضعیت های مختلف و یا با اعمال بارهای خارجی تامین می گردد؛ قادر است در نتایج حاصل از اعمال ارتعاش بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اثر گذار باشد. در این باره، توانایی بدن در انتقال تحریکات ارتعاش به همه گروه های عضلانی با اعمال بار خارجی ممکن است به دلیل افزایش سفتی^۷ در عضله یا مفصل، افزایش یابد^[۲۲]. مطالعات قبلی درباره تمرینات تقویتی با استفاده از بار خارجی و ارتعاش کل بدن نشان دادند که ارتعاش، سبب سازگاری معنی دار در عضلات می گردد. Issurin و همکاران^[۳۰] ثابت کردند که ادغام ارتعاش و بار خارجی با استفاده از کابل های ارتعاشی می تواند نتایج معنی داری در افزایش عملکرد عضلات در مقایسه با انجام همان تمرین بدون ارتعاش داشته باشد. Rittweger و همکاران^[۳۰] گزارش کردند که اسکات دینامیک با بار خارجی به میزان ۴۰ درصد وزن بدن همراه با ارتعاش کل بدن سبب ایجاد خستگی سریع تر نسبت به حالت اسکات بدون ارتعاش می گردد. این مطالعات نشان دادند که ارتعاش کل بدن به همراه بار خارجی سبب تسهیل انتقال تحریکات ارتعاش به همه گروه های عضلانی شده و در افزایش عملکرد عضلات موثرتر می باشند. اگرچه در مطالعه حاضر استفاده از بار های خارجی قادر به افزایش معنی دار در میزان فعالیت الکتریکی عضله دوسر بازویی نبوده است، ولی از نظر میزان تغییرات FMED با این مطالعه مشابهنه داشته و انتظار می رود که با افزایش میزان بار های خارجی بتوان به نتایج دقیق تری دست یافت.

یکی از تئوری هایی که در ارتباط با افزایش فعالیت عضلات به دنبال اعمال ارتعاش مطرح می باشد، بیان می کند که اعمال ارتعاش بر روی عضله یا تاندون سبب ایجاد انقباضات کوچک رفلکسی در عضله می گردد که تحت عنوان رفلکس کششی تونیک^[۳۱] شناخته شده است. از آنجا که دوک های عضلانی^۹ مسئول دریافت اطلاعات مربوط به تغییر طول عضله می باشند، بنابراین به دنبال اعمال ارتعاش، تغییرات کوچکی در طول عضله ایجاد می گردد که سبب فعال شدن آوران های Ia در دوک های عضلانی می شود و به این ترتیب ارتعاش سبب ایجاد تغییرات الکترومایوگرافی و فعالیت واحد های حرکتی منفرد می گردد^[۳۲،۳۳،۳۴]، بنابراین، می توان افزایش فعالیت عضله در حین اعمال ارتعاش را اساسا به فعال شدن رفلکسی نورو ن های حرکتی مرتبط دانست^[۳۵].

نظریه دیگری مطرح است که بیان می کند، چنانچه ارتعاش کل بدن پاسخی شبیه به TVR را ایجاد نماید، ممکن است با افزودن بار خارجی فعالیت عضلانی نیز بیشتر از سطح قبلی که با ارتعاش افزایش یافته بود؛ فزونی یابد^[۳۸،۳۷،۳۶،۳۴] یافته های مطالعه حاضر نیز نشان داد که افزودن بار خارجی سبب افزایش معنی دار فعالیت الکتریکی عضله که از قبل به دلیل ارتعاش افزایش یافته بود، نگردید. این مسئله ابراز می دارد که احتمالا افزایش در میزان پایه فعالیت عضلانی، حساسیت آوران های Ia را افزایش نداده است و ممکن است پاسخ عضلات اسکلتی به ارتعاش، پاسخی شبیه به TVR نباشد^[۳۱]. این مسئله بصورت غیر مستقیم از این ایده دفاع می کند که ممکن است افزایش فعالیت

19-Neural efficiency

20- Stiffness

21- Tonic Vibration Reflex(TVR)

22-Muscle Spindle

الکترومایوگرافی عضله به دنبال اعمال ارتعاش، بیشتر به دلیل نیاز به ایجاد استابیلیتی پوسچرال باشد^[۳۹] که در این صورت این احتمال وجود دارد که استفاده از بارهای خارجی سنگین تر با ارتعاش سبب افزایش حساسیت بدن به برهم ریختگی مکانیکی^{۱۰} شده و باعث فعالیت الکترومایوگرافی بیشتر عضلات گردد.

از طرفی دیگر، عنوان شده است که بهبود عملکرد عضله بدن با اعمال ارتعاش را می توان به افزایش فعالیت فاکتورهای عصبی نسبت داد که در واقع تعیین کننده عملکرد نوروماسکولار می باشند، این فاکتور ها شامل فراخوانی واحد های حرکتی، همزمانی واحدهای حرکتی، هماهنگی بین عضلانی و داخل عضلانی و پاسخ های حس عمقی می باشند^[۳۱].

با توجه به مطالب بالا، افزایش میزان MVC و RMS و تغییرات FMED در حین استفاده از ارتعاش کل بدن در مطالعه حاضر، قابل توجیه می باشد. بر اساس این تئوری ها، ارتعاش کل بدن سبب تحریک رفلکس کششی تونیک و افزایش فعالیت فاکتورهای عصبی گردیده و در نتیجه باعث افزایش فعالیت الکترومایوگرافی عضله می گردد، که این وضعیت با مقایسه حالت بدون ارتعاش و بدون بار خارجی، با حالت با ارتعاش و بدون بار خارجی مشهود می باشد. در مورد افزایش میزان فعالیت عضله در حالت بدون ارتعاش و با اعمال بارهای خارجی، در واقع عامل بار خارجی به دلیل افزایش فعالیت فاکتورهای عصبی، مسبب افزایش فعالیت الکتریکی عضله می باشد. اما در حالت ارتعاش کل بدن و با اعمال بارهای خارجی، از آنجا که عامل ارتعاش سبب تحریک رفلکس کششی تونیک و افزایش فاکتورهای عصبی گردیده است، لذا فعالیت الکتریکی عضله در ابتدا و توسط عامل ارتعاش افزایش یافته و بارهای خارجی اعمال شده قادر به افزایش بیشتر فعالیت الکتریکی عضله از میزان پایه که بواسطه ارتعاش افزایش یافته است، نبوده اند. با این حال با توجه به افزایش بیشتر فعالیت الکتریکی عضله در حین ارتعاش و با اعمال بارهای خارجی نسبت به حالت بدون ارتعاش به نظر می رسد چنانچه از بارهای خارجی بزرگتر و به عنوان مثال، بارهای خارجی ۲۵ درصد و ۵۰ درصد MVC استفاده گردد، شاهد افزایش معنی دار در میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضله خواهیم بود.

با اینکه مطالعه حاضر با مطالعات ذکر شده فوق دارای وجوه مشترکی بخصوص در نتایج آنها می باشد، لیکن در بعضی موارد اختلافاتی نیز داشته اند که آنها را از هم متمایز مینماید. یکی از تفاوت های عمده این مطالعه با مطالعات Bosco و همکاران^[۷] و Mischi و همکاران^[۲۵] در نحوه اعمال ارتعاش می باشد، به این ترتیب که در مطالعه Bosco و همکاران، از ارتعاش موضعی از طریق دمبل های ارتعاشی استفاده گردید و در مطالعه Mischi و همکاران، ارتعاش موضعی از طریق دستگاهی که تولید امواج سینوسی ارتعاشی می نمود به همراه وزنه های معمول استفاده شد و این در حالی است که در مطالعه حاضر از ارتعاش کل بدن که به طور غیر مستقیم و از طریق اندام های تحتانی به وضعیت استاتیک عضله دوسر بازویی اعمال می گردد؛ استفاده شده است. یکی دیگر از تفاوت های مطالعه حاضر با این مطالعات در فرکانس و مدت زمان اعمال ارتعاش می باشد، بطوری که در مطالعه Bosco از ارتعاش ۳۰ هرتز و با مدت زمان ۵ مرحله ۶۰ ثانیه ای و در مطالعه Mischi از فرکانس ۲۸ هرتز و با زمان ۱۵ ثانیه برای تمرین با بارهای خارجی مختلف استفاده گردید، در حالی که در مطالعه حاضر از فرکانس ۵۰ هرتز و با زمان ۲ مرحله ۳۰ ثانیه ای برای تمرین با بارهای خارجی و بدون بار خارجی استفاده شد.

مطالعه دیگری که در این زمینه می توان به آن اشاره کرد، مطالعه Hazell و همکاران^[۱۴] می باشد که به بررسی الکترومایوگرام عضلات اندام فوقانی و تحتانی پرداخته است. یافته های مطالعه Hazell نشان داد که امواج الکترومایوگرام عضله دوسر بازویی در حین اعمال ارتعاش همراه با انقباض استاتیک این عضله هیچگونه تغییر معنی داری پیدا نکرد، در حالیکه این امواج در عضله سه سر بازویی افزایش معنی داری در حدود ۰/۳ تا ۰/۷ درصد MVC را نسبت به قبل از ارتعاش نشان داد. بنابراین مشخص است که نتایج این مطالعه با مطالعه حاضر در مورد عضله دوسر بازویی متفاوت می باشد، بطوری که در مطالعه حاضر با افزایش معنی دار این امواج مواجه بوده ایم. با توجه به اینکه وضعیت بدن در حین اعمال ارتعاش در هر دو مطالعه مشابه بوده و در هر دو مطالعه، ارتعاش از طریق اندام های تحتانی به اندام فوقانی منتقل گردیده است، با این تفاوت که در مطالعه Hazell اندام تحتانی در وضعیت نیمه اسکات بوده است، بنا براین دلیل اختلاف نتایج را باید در مسائل دیگری جستجو نمود. شاید فرکانس مورد استفاده بتواند دلیل تفاوت در نتایج حاصله باشد، در مطالعه Hazell و همکاران از فرکانس ۳۰ هرتز استفاده شده است، در حالیکه در مطالعه حاضر از ارتعاش با فرکانس ۵۰ هرتز استفاده گردید. بر اساس مطالعات گذشته، دامنه و فرکانس نوسانات ارتعاش با عبور از بافت های مختلف بدن از اندام تحتانی به اندام فوقانی کاهش خواهد یافت و اثر میرایی و کاهش موج ارتعاش، سبب کاهش اثر ارتعاش بر بافت هدف می گردد، به نحوی که تأثیر ارتعاش بطور واضحی به فاصله عضله هدف و منبع ارتعاش بستگی خواهد داشت^[۲۸] و لذا می توان نبود تغییر امواج الکترومایوگرام در مطالعه Hazell را به پایین بودن فرکانس ارتعاش در مقایسه با مطالعه حاضر، نسبت داد. به علاوه، در

مطالعه حاضر با انجام تمرینات مشابه با اعمال ارتعاش و بدون اعمال ارتعاش، در واقع از هریک از نمونه ها به عنوان شاخص کنترل همان نمونه استفاده شده و به این ترتیب مقایسه بین ارتعاش و عدم اعمال ارتعاش را میسر ساخته است.

مطالعه Gerard و همکاران^[۱۵] نیز دارای تفاوت های عمده ای با مطالعه حاضر می باشد، علاوه بر اینکه این مطالعه بر روی اندام تحتانی انجام گردید، مدت زمان استفاده از ارتعاش و نحوه اعمال ارتعاش نیز با مطالعه حاضر متفاوت بوده است. در این مطالعه از زمان ۱۰ ثانیه استفاده شده و نیز ارتعاش از طریق اندام تحتانی بر عضلات چهار سر ران وارد گردیده است و بدیهی است که اثر میرایی ارتعاش بر روی عضلات هدف در اندام تحتانی به مراتب کمتر از عضله دوسر بازویی در اندام فوقانی که در مطالعه حاضر به عنوان عضله هدف در نظر گرفته شده است، باشد. تفاوت دیگر آن مطالعه با مطالعه حاضر در نتایج بدست آمده، می باشد. همانطور که گفته شد، نتایج آن مطالعه نشان داد که یک رابطه خطی بین افزایش بار خارجی و میزان افزایش فعالیت الکتریکی عضلات وجود دارد، در حالی که در مطالعه حاضر، اثر بارهای خارجی در حالت با ارتعاش، با وجود افزایش در میانگین فعالیت الکتریکی عضله دوسر بازویی، معنی دار نبوده است. از آنجا که در مطالعه حاضر از بارهای خارجی ۱۰ درصد و ۲۰ درصد MVC عضله دوسر بازویی استفاده شده است و این در حالی است که در مطالعه Gerard و سایر مطالعات ذکر شده، از بارهای به مراتب بزرگتر نسبت به این مطالعه استفاده شده و همچنین تنوع بیشتر بارهای خارجی در مطالعه Gerard، زمینه مناسب تری برای مقایسه آنها ایجاد کرده است و این مسئله در مطالعه حاضر می تواند یکی از ضعف های آن به شمار آید.

در این مطالعه، به بررسی اثرات آبی ارتعاش بر قدرت عضله پرداخته شده است. لیکن از آنجا که افزایش سریع قدرت عضلانی که در هفته های اول بدنبال انجام تمرینات مقاومتی بوقوع می پیوندد مربوط به تطابق عصبی بوده، که با کنار گذاشتن تمرینات، قدرت عضله نیز به سطح اولیه اش بازگشت خواهد کرد، و در عین حال، با استمرار این تمرینات به تدریج شاهد هایپرتروفی این عضلات خواهیم بود، که اثر ماندگارتی را بجا خواهد گذاشت، لذا با توجه به این نکته که تداوم یک تمرین در اثر بخشی آن نقشی اساسی خواهد داشت، بنابراین، این احتمال وجود دارد که در صورت کاربرد ارتعاش در جلسات متعدد، شاهد ماندگاری و دوام بیشتر اثر بخشی ارتعاش بر قدرت عضلات باشیم.

نکته دیگر اینکه، در تحقیقات صورت پذیرفته، مشخص شده است که TVR در نتیجه اعمال کوتاه مدت ارتعاش با فرکانس بالا، بطور مستقیم بر تاندون عضله ایجاد می گردد و سبب افزایش گذرای فعالیت عضلانی می شود^[۴۰]. اما واضح است که ارتعاش کل بدن با ارتعاش موضعی دارای تفاوت های عمده ای می باشد که از جمله این تفاوت ها می توان فرکانس ارتعاش را نام برد. فرکانس های استفاده شده در ارتعاش کل بدن در محدوده ۶۰-۱۵ هرتز بوده و بسیار کمتر از فرکانس ارتعاش موضعی است که معمولاً در حدود ۲۰۰-۱۰۰ هرتز می باشد. همچنین، مدت زمان اعمال ارتعاش کل بدن معمولاً طولانی تر از ارتعاش موضعی است و نیز ارتعاش کل بدن عمدتاً از طریق اندام های تحتانی اعمال می گردد. بنابراین انتقال ارتعاش به سمت بالا و اندام های فوقانی با کاهش فرکانس و دامنه نوسانات همراه می باشد که بخصوص در مطالعه حاضر نیز همین وضعیت حاکم است. اما با وجود چنین تفاوت هایی، بعضی از مطالعات عنوان می کنند که TVR در حین ارتعاش کل بدن نیز اتفاق می افتد^[۲۸].

در زمینه کاربردهای عملی، یافته های این مطالعه نشان داد که اولاً، اعمال ارتعاش کل بدن، با یا بدون بار خارجی سبب افزایش فعالیت عضله دوسر بازویی می گردد که البته اثر استفاده از بارهای خارجی سنگینتر نیاز به تحقیقات بیشتر دارد و ثانیاً، ارتعاش کل بدن برای افزایش فعالیت عضلانی بصورت مستقل از بار خارجی عمل می کند. نتایج این تحقیق همچنین نشان داد که اضافه کردن بار سبک به انقباض استاتیک عضله دوسر بازویی در حین اعمال ارتعاش کل بدن سبب افزایش شدت تمرینات خواهد شد. از این مسئله می توان دریافت که استفاده از ارتعاش با بار خارجی سبک برای انجام تمرینات مقاومتی می تواند مفید تر از استفاده از همان تمرینات بدون ارتعاش باشد^[۴۱] و اینکه افرادی که از انجام تمرینات با بار خارجی واهمه داشته و یا به هردلیل قادر به انجام آن نمی باشند، می توانند از برنامه های ترکیب شده بارهای سبک همراه با ارتعاش استفاده نمایند. این مسئله شامل افراد ورزشکار که در حال بهبودی پس از ضایعات بوده و یا افرادی که به دلیل ضایعات استخوان یا مفاصل از انجام تمرین با وزنه های سنگین منع شده اند، نیز خواهد بود.

اگرچه نتایج حاصل از این مطالعه می تواند در مورد بررسی قدرت عضله دوسر بازویی با استفاده از ارتعاش رضایتبخش باشد، اما با نگاه دقیق تر به این موضوع، و توجه به این مسئله که اهمیت این تحقیق در کاربرد کلینیکی آن می باشد، در می یابیم که زمانی این نتایج ارزشمند خواهند بود که بتوان آنها را به همه عضلات بدن و به ویژه در ارتباط عضلات با یکدیگر تعمیم داد. واضح است که کلیه فعالیت های روزانه اعم از حرکات ساده و تکراری و یا فعالیت های پیچیده و یا حرکات ورزشی، بصورت ایزوله و به تنهایی صورت نمی پذیرند، بلکه در حین هر فعالیتی، گروهی از عضلات به عنوان آگونیست، آنتاگونیست و سینرژیست عمل می نمایند، تا در نهایت، حرکتی روان و نرم صورت پذیرد. همچنین در کلیه حرکات طبیعی، هر عضله بنا به نقشی که در آن حرکت دارد، نسبت خاصی از فعالیت عضلانی را نشان می دهد. لذا تقویت یک عضله

بصورت انفرادی و بدون در نظر گرفتن ارتباط این عضله با سایر عضلات در ایفای نقش در فعالیت های مختلف نه تنها مفید نخواهد بود، بلکه ممکن است یک عامل پاتولوژی نیز محسوب گردد که این مسئله در توانبخشی بیماران نیز از اهمیت ویژه ای برخوردار می باشد. به طوریکه امروزه بیشتر از تمرینات فانکشنال برای تقویت عضلات استفاده می گردد و تمرینات ایزوله، جز در موارد خاص و در چند جلسه اول تمرینات تقویتی کاربرد دیگری ندارد. در این زمینه Hazell و همکاران^[۲۶] معتقدند که خصوصیت منحصر به فرد ارتعاش کل بدن در این است که نه تنها عضلات آگونیسست مسئول یک حرکت دینامیک را فعال می نماید، بلکه سبب افزایش فعالیت عضلات سینرژیسست نزدیک به محل تحریک در همه وضعیت های پوسچرال نیز میگردد و این مکانیزم افزایش فعالیت عضلانی ناشی از کاربرد ارتعاش، سبب بهبود فانکشنال خواهد شد. لذا با توجه به اینکه بررسی میزان فعالیت عضلات بصورت ایزوله نمی تواند به عنوان یک مسئله کاربردی مطرح شود و به طور حتم می بایست بصورت گروهی و در کنار سایر عضلات مورد بررسی قرار گیرد، بنابراین تحقیقات بیشتری در این مورد و با رویکرد بررسی تعامل عضلات در حین ارتعاش، لازم و ضروری به نظر می رسد.

نتیجه گیری

بطور کلی، اعمال ارتعاش کل بدن بصورت غیر مستقیم، با فرکانس ۵۰ هرتز که با زمان ۲ مرحله ۳۰ ثانیه ای که با ۲۰ ثانیه استراحت از هم تفکیک می گردند و با به کاربردن بارهای خارجی، قطعاً باعث افزایش آنی MVC و فعالیت الکترومایوگرافی عضله دوسربازویی، در مقایسه با اعمال ارتعاش کل بدن، بدون بار خارجی، می گردد، لیکن، اثر بارهای خارجی ۱۰ درصد و ۲۰ درصد حداکثر قدرت انقباض ایزومتریک این عضله، در حین اعمال ارتعاش، اثر معنی داری بر افزایش قدرت انقباض ایزومتریک عضله دوسربازویی نخواهد داشت. شاید تفاوت ۱۰ درصد و ۲۰ درصد MVC، قادر به ایجاد تاثیرات متفاوت معنی دار در یک جلسه نبوده، البته از آنجا که تا به حال تحقیق مشابهی بر روی عضله بایسپس انجام نشده بود، لذا از نظر اخلاقی در اولین مطالعه این زمینه خود را مجاز به استفاده از بارهای خارجی بزرگتر ندانسته ایم و با عنایت به اینکه مطالعه حاضر بدون هرگونه خطر یا عوارض جانبی به انجام رسید، پیشنهاد می شود در آینده مطالعه مشابه، بارهای خارجی بالاتر مثل ۲۵ درصد و ۵۰ درصد MVC مورد بررسی قرار گیرند.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه کارشناسی ارشد آقای مسعود فکری است و با حمایت مالی مرکز تحقیقات فیزیوتراپی به انجام رسیده است. بدینوسیله از تمامی افرادی که در طراحی، اجرا و اتمام آن همکاری داشته اند تقدیر به عمل می آید.

منابع

1. Bosco C, Colli R, Intorini E, Cardinale M, Tsarpela O, Madella A, et al. Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. Clin Physiol. 1999;19(2):183-7.
2. Rubin C, Recker R, Cullen D, Ryaby J, McLeod K. Prevention of bone loss in a postmenopausal population by low-level biomechanical intervention. Amer. Sc. Bone Min Res: 1998;23:1106.
3. Rittweger J, Just K, Kautzsch K, Reeg P, Felsenberg D. Treatment of chronic lower back pain with lumbar extension and wholebody vibration exercise: a randomized controlled trial. Spine . 2002;27(17):1829-34.
4. Cardinale M, Wakeling J. Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? Br J Sports Med. 2005;39(9):585-9.
5. Savelberg HH, Keizer HA, Meijer K. Wholebody vibration induced adaptation in knee extensors; consequences of initial strength, vibration frequency, and joint angle. J Strength Cond Res. 2007;21(2):589-93.
6. Forouhideh F, Naeimi S.S, Khademi Kalantari K, Rahimi A, Farhad Ai. The short term effects of one-session of whole body vibration training on isokinetic strength of rotator cuff and shoulder proprioception in young healthy subjects. SJKU. 2011;15(4):52-64 [In Persian]
7. Bosco C, Cardinal M, Tesarpela O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. Europ J Appl Physiol. 1999;79(1): 306-11.
8. Issurin VB, Tenenbaum G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. J Sports Sciences. 1999; 17(1): 177-82.
9. Ashenagar S, Shadmehr A, Hadian MR, Talebian S, Jalali SH. The immediate effects of whole body vibration on timing of upper extremity muscles of healthy young women. J Mod Rehabil, 2012. 6 (1) :49-55
10. Cardinale M, and Rittweger J. Vibration exercise makes your muscles and bones stronger: fact or fiction?. J Br Menopause Soc. 2006;12(1):12-8.
11. Cochrane D, Sartor F, Winwood K, Stannard SR, Narici M.V, Rittweger J. A Comparison of the physiologic Effects of acute WBV Exercise in young and older peopl. Arch Phys Med Rehabil. 2008;89(1):815-21.

12. Jones M, Parker B, Cortes N. The effect of whole-body vibration training and conventional strength on performance measures in female athletes. *J Strength Cond.* 2011;25(9): 2434–41.
13. William E, Garrett D Kirken. *Exercise and Sport Science*. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins; 2000. 980-989
14. Hazel M.C. *Musculoskeletal assessment: joint range of motion and manual muscle strength*. 2nd ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins; 2000. 25-73
15. Gerard M, Julio T, César J M. Electromyographic response during whole-body vibrations of different frequencies with progressive external loads. [internet]. 2006. <http://www.efdeportes.com/>
16. Maleki F, Sadat Naimi S, Khademi Kalantari KH, Shadmehr A, Akbarzadeh Baghban A. The Immediate Effects of Whole Body Vibration on Maximum Isometric Strength of Elbow Flexor Muscles in non-athletes and young Individuals. *J Rehab Med* 2013; 2(1): 23-31. [In Persian]
17. Hermes HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. European recommendation for surface electromyography - results of the SENIAM project; 1999. <http://www.seniam.org/>
18. Winter D. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th Edition. 2009; 127-158
19. Henrica C.W. de Vet, Caroline B Terwee, Dirk L Knol, Lex M Bouter. When to use agreement versus reliability measures. *Journal of clinical epidemiology*. 2006; 59: 1003-39.
20. Rittweger J, Mutschelknauss M, Felsenberg D. Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2003; 23(1): 81–6.
21. Rubin C, Pope M, Fritton JC, Magnusson MM, Hansson T, McLeod, K. Transmissibility of 15-Hertz to 35-Hertz vibrations to the human hip and lumbar spine: determining the physiological feasibility of delivering low-level anabolic mechanical stimuli to skeletal regions at greatest risk of fracture because of osteoporosis. *Spine*. 2003; 28: 2621–7
22. Mester J, Spitzenpfeil P, Yue Z. Vibration loads: potential for strength and power development. In *Strength and power in sport*. Edited by P.V. Komi. Blackwell, Oxford, UK. 2002; 488–501.
23. Luo J, Mc Namara B, Moran K. The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports Med*. 2005; 35(1): 23-41.
24. Hazell TJ, Jakobi JM, Kenno KA. The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Physiol. Nutr. Metab.* 2007; 32(1): 1156–3.
25. Mischi M, Cardinale M. The Effects of a 28-Hz Vibration on Arm Muscle Activity during Isometric Exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2009; 41(1): 645-52.
26. Hazell TJ, Kenno KA, Jakobi JM. Evaluation of muscle activity for loaded and unloaded dynamic squats during vertical whole body vibration. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2010; 24(7): 1860–5.
27. Wirth B, Zurfluh S, Müller R. Acute effects of whole-body vibration on trunk muscles in young healthy adults. *J Electromyogr Kinesiol* 2011. 21(3): 450-7
28. 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(2): 124-9.
29. Mester J, Kleino der H, Yue Z. Vibration training: benefits and risks. *J. Biomech*. 2006; 39: 1056–65.
30. Issurin VB, Liebermann DG, Tenenbaum G. Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *J. Sports Sci*. 1994; 12: 561–566.
31. Cardinale M, Lim J. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during Whole body vibration of different frequencies. *J. Strength Cond. Res*. 2003; 17(3): 621-4.
32. Roll JP, Vedel JP, Ribot E. Alteration of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: A microneurographic study. *Exp Brain Res*. 1989; 76: 213–22.
33. De Gail P, Lance JW, Neilson PD. Differential effects on tonic and phasic reflex mechanisms produced by vibration of muscles in man. *J Neurol Neurosurg Psychiatr*. 1966; 29: 1–11.
34. Burke D, Hagbarth KE, Lofstedt L, Wallin BG. The responses of human muscle spindle endings to vibration during and isometric contraction. *J. Physiol*. 1976; 261: 695-711.
35. Shinohara M. Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance. *Med Sci. Sports Exerc*. 2005; 37(12): 2120-5.
36. Nordin M, Hagbarth KE. Effects of preceding movements and contraction on the tonic vibration reflex of human finger extensor muscles. *Acta Physiol Scand*. 1996; 156: 435–40.
37. Martin BJ, Park HS. Analysis of the tonic vibration reflex: Influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1997; 75: 504–511.
38. Burke D, Hagbarth KE, Lofstedt L. Muscle spindle responses in man to changes in load during accurate position maintenance. *J Physiol*. 1978; 276: 159–64.

39. Abercromby AF, Amonette WE, Layne CS, McFarlin B, Hinman MR, Paloski WH. Variation in neuromuscular responses during acute whole-body vibration exercise. *Med Sci Sport Exerc.* 2007;39(9):1642–50.
40. Griffin MJ. *The handbook of human vibration.* San Diego, Calif: Elsevier Academic Press. 1996;177-189
41. 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: 839–45.