

## اثر کوتاه مدت ارتعاش کلی بدن بر روی عملکرد عصبی عضلانی دست در افراد سالم غیر ورزشکار

رزیتا هدایتی<sup>۱</sup> (Ph.D)، سیروس تقی‌زاده<sup>۱\*</sup> (Ph.D)، حمیده مشهدی هاشمی<sup>۱</sup> (M.Sc)، عاطفه امینیان‌فر<sup>۱</sup> (Ph.D)، راهب قربانی<sup>۲</sup> (Ph.D)

۱ - مرکز تحقیقات توان‌بخشی عصبی عضلانی، دانشکده توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران

۲ - مرکز تحقیقات عوامل اجتماعی موثر بر سلامت، گروه اپیدمیولوژی و آمار زیستی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران

### چکیده

هدف: به نظر می‌رسد که تمرینات ارتعاشی همتای تمرینات مقاومتی بوده و حتی در مقایسه با این تمرینات عضلات را سریع‌تر تقویت می‌نماید. هدف مطالعه حاضر ارزیابی عمل‌کرد عصبی عضلانی پس از پایان تمرینات ارتعاشی دست به روش انتقال ارتعاش از صفحه ارتعاشی و نوار متصل شده به آن به طور هم‌زمان می‌باشد. مواد و روش‌ها: ۳۱ داوطلب سالم غیرورزشکار در این پژوهش شرکت کردند. در ابتدا آزمودنی‌ها بر روی صفحه ارتعاشی ایستاده و نوار متصل شده به صفحه ارتعاشی دستگاه را با دست غالب در حالت بدون ارتعاش می‌کشیدند و پس از ۱۰ دقیقه استراحت همان کار را در حالت ارتعاش (فرکانس ۳۵ هرتز و دامنه کم) انجام می‌دادند. قدرت گرفتن دست و فعالیت الکتریکی عضلات *Flexor Digitrum Profundus (FDP)* و *Flexor Digitrum Superficialis* و *Extensor Carpi Radialis (ECR)* و *Extensor Carpi Ulnaris (ECU)* قبل و بعد از تمرین در هر دو مرحله اندازه‌گیری شد.

یافته‌ها: میانگین تغییرات فعالیت الکتریکی عضلانی در عضلات *FDS* و *ECU* در حالت مداخله به طور معنی‌داری بیش‌تر شده بود، ولی میانگین تغییرات فعالیت الکتریکی عضلانی در عضلات *ECR* و *FDP* به صورت معنی‌داری تغییر نکرده بود. میانگین تغییرات قدرت گرفتن دست در سمت غالب در حالت مداخله به طور معنی‌داری بیش‌تر شده بود.

نتیجه‌گیری: انتقال ارتعاش از صفحه ارتعاشی و نوار متصل شده به آن به دست می‌تواند بر عمل‌کرد عصبی عضلانی دست دریافت‌کننده ارتعاش یک دقیقه پس از قطع منبع ارتعاشی تأثیرگذار باشد.

واژه‌های کلیدی: قدرت گرفتن دست، ارتعاش، ثبت فعالیت الکتریکی عضلانی

### مقدمه

در دو دهه اخیر نشان داده شده است که ارتعاش درمانی با تأثیر بر روی سیستم‌های عصبی - عضلانی و عصبی - غدد درون‌ریز می‌تواند سبب افزایش قدرت، توان و دامنه حرکتی شود [۳-۵]، که همتای تمرینات مقاومتی بوده و حتی در مقایسه با این تمرینات عضلات را سریع‌تر تقویت می‌کند [۶-۸]. در همین راستا Kim و همکاران نشان دادند که فعالیت

در پیشگیری از آسیب‌دیدگی و توان‌بخشی، قدرت گرفتن دست نقش به‌سزایی دارد [۱، ۲]، به همین روی جهت افزایش قدرت گرفتن دست به طور سنتی از نیروی مقاوم خارجی، همانند توپ‌های مقاوم پلاستیکی، استفاده می‌شود.

دست به طور هم‌زمان با تمرینات ارتعاشی و تکلیف کشیدن نوار مرتعش اندازه‌گیری شده بود، که می‌تواند سبب کاهش عمل‌کرد عضلانی و قدرت گرفتن دست شود [۱۵، ۱۶]، و نیز تمرینات ارتعاشی در یک سمت انجام شده و تغییرات قدرت گرفتن دست در سمت دیگر اندازه‌گیری شده بود [۱۴].

لذا بر اساس دانسته‌های ما، تاثیر انتقال ارتعاش از صفحه و نوار ارتعاشی به دست بر قدرت و فعالیت الکتریکی عضلات همان سمت پس از قطع منبع ارتعاشی نامشخص است. به همین روی با توجه به اهمیت قدرت گرفتن دست در فعالیت‌های روزمره و احتمال تغییرات ماندگار کوتاه‌مدت سهل‌الوصول و سریع‌الوصول تر از تمرینات مقاومتی در عمل‌کرد عصبی-عضلانی دست متعاقب تمرینات ارتعاشی، مطالعه‌ی تاثیر انتقال ارتعاش از صفحه و نوار ارتعاشی به دست بر قدرت و فعالیت الکتریکی عضلات همان سمت پس از قطع منبع ارتعاشی در افراد سالم غیر ورزشکار ضروری به نظر می‌رسد.

## مواد و روش‌ها

سی و یک نفر از دانشجویان سالم، غیر ورزشکار در محدوده‌ی سنی بین ۱۸ تا ۳۰ سال از دانشگاه علوم پزشکی سمنان (۱۵ مرد و ۱۶ زن؛ سن:  $22/7 \pm 2/5$ ، وزن:  $67/3 \pm 11/7$ ، قد:  $171/6 \pm 10/1$ ، ۳۰ فرد راست‌دست و ۱ فرد چپ‌دست) به صورت داوطلبانه وارد مطالعه شدند (جدول ۱).

جدول ۱. میانگین و یک انحراف معیار سن و شاخص توده بدنی به

تفکیک جنس

جنس	شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)		سن (سال)
	میانگین	انحراف معیار	
زن	۲۲/۵	۳/۷	۲/۷
مرد	۲۳/۰	۲/۷	۱/۶

نمونه‌گیری به روش ساده‌ی در دسترس انجام شد و حجم نمونه پس از مطالعه بر روی ۱۰ نفر و جای‌گذاری نتایج به دست آمده در فرمول حجم نمونه محاسبه گردید. داوطلبین در

الکتریکی عضلانی در عضلات تنه و اندام تحتانی در گروه ارتعاشی (فرکانس ۲۰ هرتز) نسبت به گروه کنترل در افراد سالم غیر ورزشکار افزایش می‌یابد [۹]. و هم‌چنین Rosenberger و همکاران دریافتند که دامنه‌ی فعالیت الکتریکی عضلانی در گروه دریافت‌کننده‌ی ارتعاش نسبت به گروه کنترل در مردان سالم غیر ورزشکار به صورت معنی‌داری بیش‌تر است [۱۰]. البته نتایج متناقضی نیز وجود دارد به نحوی که Rays و همکاران دریافتند که ارتعاش کلی بدن بر روی فراخوانی عضلات اندام فوقانی و تحتانی در مردان سالم تاثیری ندارد [۱۱]، و نیز DiGimiani و همکاران نشان دادند که فعالیت الکتریکی عضلانی در عضله دلتوئید قدامی و فلکسور کاپی رادیالیس در گروه ارتعاش نسبت به گروه کنترل در دانشجویان پسر کاهش می‌یابد و آن را به خستگی مرکزی نسبت دادند [۱۲].

در بیش‌تر مطالعات، قدرت گرفتن دست قبل و بعد از ارتعاش کلی بدن اندازه‌گیری شده، و نشان داده شده است که ارتعاش کلی بدن بر روی قدرت گرفتن دست بی‌تاثیر بوده یا تاثیر کمی داشته است، به نظر می‌رسد علت این تاثیر کم تضعیف نیروی ارتعاشی منتقل شده به دست باشد [۷، ۱۳]. به همین روی Garcia و همکاران در سال ۲۰۱۴ مطالعه‌ای را طراحی کردند که تضعیف نیروی ارتعاشی منتقل شده به دست را تا حدودی برطرف می‌کرد، به نحوی که از طریق یک نوار متصل به دستگاه ارتعاش کلی بدن، ارتعاش به دست منتقل می‌شد [۱۴].

طراحی تمرینات ارتعاشی در اندام فوقانی در مطالعات قبلی به غیر از یک مطالعه [۱۴] به گونه‌ای بوده است که نیروی ارتعاشی در حالت تضعیف شده به اندام فوقانی منتقل شده بود، هم‌چنین تغییرات فعالیت الکتریکی عضلانی هم‌زمان با تمرینات ارتعاشی اندازه‌گیری شده بود که می‌تواند بر روی پایایی و روایی داده‌ها تاثیرگذار باشد [۱۰، ۱۴]، از سوی دیگر اثرات ماندگار کوتاه‌مدت و یا بلندمدت تمرینات ارتعاشی است که برای متخصصین ورزشی و یا توان‌بخشی به لحاظ بالینی اهمیت دارد. در مطالعه‌ی قبلی [۱۴]، قدرت گرفتن

۳۰ درجه فلکشن قرار داشتند [۱۴]، در وضعیت روشن دستگاه ارتعاشی، افراد با حداکثر انقباض نوار ارتعاشی را به مدت یک دقیقه [۷] با دست غالب در زاویه ۹۰ درجه فلکشن آرنج [۱۴] نگه می‌داشتند. دستگاه با دامنه‌ی کم و فرکانس ۳۵ هرتز مرتعش شده بود [۱۸]. قدرت گرفتن دست و فعالیت الکتریکی عضلانی در دست غالب پس از یک دقیقه اندازه‌گیری شد (شکل ۱).

ارزیابی قدرت گرفتن دست. قدرت گرفتن دست به کمک دینامومتر با دقت اندازه‌گیری نیم‌پوند بر اینچ مربع (Baseline Pneumatic Squeeze Dynamometers 30 PSI, Fabrication Enterprises Inc, USA) در ابتدا چگونگی دست‌گذاری بر روی حباب دینامومتر و چگونگی فشردن آن به آزمودنی‌ها آموزش داده شد تا خطای ناشی از فشردن نادرست کاهش یابد، به همین روی از افراد خواسته می‌شد که فشردن در حد یادگیری باشد و عضلات دست را خسته نکنند. سپس به منظور گرم کردن بدن از افراد خواسته می‌شد تا دو دقیقه آرام بدون، چهار حرکت پویای squat, knee to chest, pull back, butt kicks را ده بار تکرار نمایند، و سپس فشردن دست با حداکثر قدرت را پنج بار تکرار کنند [۱۴]. پس از جایگذاری الکترودهای سطحی ثبات فعالیت الکتریکی عضلانی، از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد تا بر روی صندلی بنشینند، و مفصل ران در ۹۰ درجه فلکشن، مفصل شانه در وضعیت خنثی، آرنج در ۹۰ درجه فلکشن، ساعد در وضعیت خنثی، و مچ دست در وضعیت خنثی و ۱۵ درجه رادیال دوییشن قرار داده می‌شد [۱۹]. آزمودنی‌ها روبروی مانیتور ثبت فعالیت الکتریکی عضلانی قرار گرفته و از آن‌ها خواسته می‌شد تا پس از ظاهر شدن خط پایه EMG بر روی مانیتور به مدت دو ثانیه [۱۴] با حداکثر قدرت، حباب دینامومتر را فشار دهند، سپس عدد روی دینامومتر ثبت می‌شد. زمان دو ثانیه روی مانیتور مشخص بود اما این مدت توسط آزمونگر نیز گوشزد می‌شد تا دقیقاً دو ثانیه فشار داده شود. جهت پرهیز از خستگی عضلانی، قدرت گرفتن دست

ابتدا با نحوه‌ی تمرین و آزمون آشنا شدند و به کلیه پرسش‌های آن‌ها پاسخ داده شد، و سپس رضایت‌نامه کتبی از آن‌ها گرفته شد. مشکلات اسکلتی-عضلانی، دیابت، صرع، سنگ کلیه و صفرا، بیماری تعادلی و لایبرنتی، بیماری قلبی-عروقی و ترمبوز، بیماری‌های نورولوژیکی، داشتن پروتز، و شرکت در هر گونه برنامه تقویتی و ورزشی در ۲ ماه گذشته به عنوان معیارهای خروج از مطالعه در نظر گرفته شد.

طرح مطالعه. روند تمرین شامل دو مرحله بود. در مرحله‌ی اول آزمودنی‌ها بر روی صفحه ارتعاشی ایستاده و نوار متصل شده به صفحه‌ی ارتعاشی دستگاه را با دست غالب در حالت بدون ارتعاش می‌کشیدند، و پس از ۱۰ دقیقه استراحت [۱۳] در مرحله‌ی دوم آزمودنی‌ها همان کار را در حالت ارتعاش انجام می‌دادند. متغیرهای قدرت گرفتن دست و فعالیت الکتریکی عضلانی قبل و بعد از تمرین در هر دو مرحله اندازه‌گیری شد، و تفاوت بین آن‌ها به روش آماری محاسبه شد.

تمرین در مرحله‌ی اول (کنترل). پس از سه دقیقه گرم کردن بدن و جای‌گذاری الکترودهای الکترومیوگرافی سطحی در دست غالب، قدرت گرفتن دست و فعالیت الکتریکی عضلانی به طور هم‌زمان اندازه‌گیری شد [۱۷]. سپس افراد با پای برهنه در حالت نیمه اسکات روی صفحه ارتعاشی می‌ایستادند، به نحوی که پاها هم عرض شانها از هم‌دیگر فاصله داشته و زانوها در ۳۰ درجه فلکشن قرار داشتند [۱۴]، در وضعیت خاموش دستگاه ارتعاشی، افراد با حداکثر انقباض نوار ارتعاشی را به مدت یک دقیقه [۷] با دست غالب در زاویه ۹۰ درجه فلکشن آرنج [۱۴] نگه می‌داشتند. قدرت گرفتن دست و فعالیت الکتریکی عضلانی در دست غالب پس از یک دقیقه اندازه‌گیری شد.

تمرین در مرحله‌ی دوم. پس از ده دقیقه استراحت متعاقب مرحله‌ی اول، قدرت گرفتن دست و فعالیت الکتریکی عضلانی به طور هم‌زمان اندازه‌گیری شد. سپس افراد با پای برهنه در حالت نیمه اسکات روی صفحه ارتعاشی می‌ایستادند، به نحوی که پاها هم‌عرض شانها از هم‌دیگر فاصله داشته و زانوها در

داده‌های فعالیت الکتریکی عضلانی از طریق RMS محاسبه شد و بیشینه مقدار RMS در هر انقباض در نظر گرفته شد.

تجزیه و تحلیل آماری. داده‌های به دست آمده با برنامه آماری SPSS 16.0 تجزیه و تحلیل شدند. به منظور ارزیابی انطباق توزیع متغیرهای کمی با توزیع نرمال، از آزمون شاپیرو ویلک استفاده شد. از آزمون  $t$  زوجی یا ویلکاکسون برای مقایسه قبل و بعد داده‌های کمی استفاده شد. سطح معنی‌داری ۵٪ در نظر گرفته شد. ضریب همبستگی درون گروهی، Intra-class Correlation Coefficient (ICC) با فاصله اطمینان ۹۵٪ جهت ارزیابی تکرارپذیری مطالعه در ده نمونه انجام شد. ICC برابر بود با  $0.998$  (۹۵٪ Confidence Interval:  $0.997-0.952$ ،  $p < 0.01$ ) که بر اساس طبقه‌بندی Munro ( $0.25-0.100$ ، خیلی کم،  $0.26-0.49$ ، پایین،  $0.50-0.69$ ، متوسط،  $0.70-0.89$ ، خوب،  $0.90-1.00$ ، عالی است) از تکرارپذیری عالی برخوردار بود.

## نتایج

الف) سطح فعالیت عضلانی در عضلات دست غالب. میانگین تغییرات فعالیت الکتریکی عضلانی در عضله ECU در حالت کنترل ( $-0.014$ ) و مداخله ( $0.025$ ) به طور معنی‌داری با یکدیگر متفاوت بود ( $P=0.01$ )، و همچنین میانگین تغییرات فعالیت الکتریکی عضلانی در عضله FDS در حالت مداخله ( $0.024$ ) به طور معنی‌داری نسبت به حالت کنترل ( $-0.016$ ) بیش‌تر بود ( $P=0.004$ ). میانگین تغییرات فعالیت الکتریکی عضلانی، عضلات ECR و FDP در حالت کنترل (به ترتیب  $-0.003$  و  $-0.007$ ) و مداخله (به ترتیب  $0.006$  و  $0.002$ ) تفاوت معنی‌داری با هم‌دیگر نداشتند (جدول ۲).

ب) قدرت گرفتن دست در سمت غالب. میانگین تغییرات قدرت گرفتن دست سمت غالب در حالت مداخله ( $0.37$  پوند بر اینچ مربع) و کنترل ( $-0.23$  پوند بر اینچ مربع) به طور معنی‌داری ( $P=0.00$ ) با یکدیگر متفاوت بود (جدول ۳).

فقط یک بار قبل از مداخله و یک بار یک دقیقه بعد از مداخله اندازه‌گیری شد.

ثبت فعالیت الکتریکی عضلانی. فعالیت الکتریکی عضلات ECR، ECU، FDP و FDS دست غالب در حین فشردن دینامومتر توسط دستگاه الکترومیوگرافی هشت کاناله با دقت اندازه‌گیری یک میکروولت (MT-M6T8-0-1-0EN, Mega Electronics Ltd, FINLAN) ثبت گردید. سیگنال‌های خام EMG در محدوده‌ی فرکانس ۲۰ الی ۲۵۰ هرتز فیلتر شده و نرخ نمونه‌گیری ۴۰۰۰ هرتز بود. دستگاه EMG به ماینیتور متصل شده بود و پارامترهای داده‌ها هم‌زمان با ثبت به کمک نرم‌افزار (FINLAN, Kuopio, ME6000-T, VERSION 3.9) قابل مشاهده بود. الکترودهای کوچک یک‌بار مصرف از جنس نقره-کلرید نقره به انتهای کابل‌ها به صورت دکمه‌ای وصل شده بود. سیگنال‌های الکتریکی چهار عضله‌ی مزبور توسط چهار کانال ثبت شد. قبل از جای‌گذاری الکترودها، به جهت کاهش مقاومت پوست، موهای ناحیه کوتاه شده و سپس با الکل پاک شده بود. الکترودها بر روی بالک عضله و به موازات فیبرهای عضلانی طبق دستورالعمل توصیه شده توسط SENIAM (Surface ElectroMyo-Graphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) گذاشته شد [۱۴].



شکل ۱. وضعیت افراد بر روی WBV

روش تجزیه و تحلیل داده‌های فعالیت الکتریکی عضلانی. داده‌های خام توسط نرم‌افزار تجزیه و تحلیل گردید. میانگین

جدول ۲. میانگین و یک انحراف معیار تغییرات فعالیت الکتریکی عضلانی، عضلات ECR, ECU, FDS و FDP در دست غالب در دو حالت کنترل و مداخله

P-value	حالت مورد بررسی						تغییرات فعالیت الکتریکی عضلانی (میلی ولت)
	تغییرات در حالت مداخله (تمرین با ارتعاش)			تغییرات در حالت کنترل (تمرین بدون ارتعاش)			
	فاصله اطمینان %۹۵	انحراف معیار تغییرات	میانگین تغییرات	فاصله اطمینان %۹۵	انحراف معیار تغییرات	میانگین تغییرات	
۰/۵۳۹	۰/۰۳۵ و ۰/۰۲۲	۰/۰۷۵	۰/۰۰۶	۰/۰۳۱ و ۰/۰۳۷	۰/۰۸۸	-۰/۰۰۳	ECR
۰/۰۱۷	۰/۰۵۷ و ۰/۰۰۵	۰/۰۸۱	۰/۰۲۵	۰/۰۱۴ و ۰/۰۴۴	۰/۰۷۶	-۰/۰۱۴	ECU
۰/۰۰۴	۰/۰۴۱ و ۰/۰۰۷	۰/۰۴۴	۰/۰۲۴	۰/۰۰۷ و ۰/۰۴۱	۰/۰۶۳	-۰/۰۱۶	FDS
۰/۵۷۷	۰/۰۳۰ و ۰/۰۲۴	۰/۰۷۰	۰/۰۰۲	۰/۰۱۱ و ۰/۰۲۵	۰/۰۴۷	-۰/۰۰۷	FDP

جدول ۳. میانگین و یک انحراف معیار تغییرات قدرت گرفتن دست سمت غالب در دو حالت کنترل و مداخله

P-value	حالت مورد بررسی						قدرت گرفتن دست (پوند بر اینچ مربع) دست غالب
	حالت مداخله (تمرین با ارتعاش)			حالت کنترل (تمرین بدون ارتعاش)			
	فاصله اطمینان %۹۵	انحراف معیار تغییرات	میانگین تغییرات	فاصله اطمینان %۹۵	انحراف معیار تغییرات	میانگین تغییرات	
۰/۰۰	۰/۵۷ و ۰/۲۸	۰/۳۷	۰/۴۲	-۰/۰۰۵ و ۰/۰۴۵	۰/۵۸	-۰/۲۳	دست غالب

## بحث و نتیجه گیری

مهم ترین یافته ما در این پژوهش این است که میانگین تغییرات قدرت گرفتن دست سمت غالب (دستی که تمرین را انجام می دهد) بعد از تمرین با ارتعاش، در مقایسه با حالت کنترل (تمرین بدون دریافت ارتعاش) بیش تر می شود.

در مورد اثر WBV بر افزایش قدرت عضلات مطالعات زیادی صورت گرفته که اکثر این مطالعات [۲۰-۲۵] اثر مثبت WBV را بر روی قدرت عضلانی نشان داده اند و برخی از مطالعات [۲۶، ۲۷] نیز WBV را بر روی قدرت عضلانی بی تاثیر دیده اند. عمده مطالعاتی که به بررسی تاثیر ارتعاش بر قدرت عضلات اندام فوقانی پرداخته اند، از روش های ارتعاش موضعی با زمان طولانی تر و یا ارتعاش کلی بدن استفاده شده است. اگر چه مکانیسم های فیزیولوژیکی که منجر به بهبود عمل کرد عضلانی می شوند، تاکنون به طور واضح مشخص نشده است.

نشان داده شده است که پس از ارتعاش کل بدن به صورت حاد، عمل کرد عضلانی وابسته است به خستگی و PAP، و همچنین افزایش ظرفیت تولید نیرو پس از هر انقباض به سبب PAP نیز به افزایش حساسیت اکتین-میوزین به کلسیم آزاد شده از شبکه ی سارکوپلاسمی و یا افزایش تحریک پذیری

سیناپس های داخل نخاعی و افزایش پتانسیل پس سیناپسی نسبت داده می شود [۲۸]. به همین روی می توان PAP را به عنوان ساز و کاری در افزایش ظرفیت تولید نیروی عضلانی در یک جلسه WBV مطرح نمود، ولی چگونگی آن در پرده ابهام است، فرضیه ی مطرح در این خصوص مسیره های رفلکسی مونوسیناپتیک و پلی سیناپتیک با نام "Tonic Vibration Reflex" می باشد، که از آرمان های تسهیلی و مهاری در دوک عضلانی، گیرنده های مکانیکی مفصلی، گیرنده های حس عمقی در درم و اپی درم و گیرنده های درد منشا می گیرد.

پایانه های اولیه دوک عضلانی (فیبرهای آرمان Ia) به سبب ارتعاش عضله و تغییرات طول عضله و تسهیل فعالیت آلفاموتور نوروها به سبب انقباض رفلکسی عضله، تحریک می شوند، و سبب افزایش فعالیت موتوریونیت ها، افزایش فرکانس آتش کردن آن ها، و افزایش هم زمانی فعالیت موتوریونیت ها می شوند، در همین راستا راه های مونوسیناپسی و پلی سیناپسی [۲۹] فعال می گردد، و پیام هایی به طور مستقیم به کورتکس حسی-پیکری اولیه و کورتکس حرکتی فرستاده می شود که سبب تسهیل آلفا موتور نوروهای هومونیموس و افزایش فعالیت عضله هدف می شود [۳۰]. ارتعاش وارده غیر از تغییرات احتمالی در طول عضله [۳۱] نیروی تحمیل شده

ورزشی به صورت عمومی به فرد ورزشکار روی دستگاه ارتعاش کلی بدن داده می‌شود، تمرکز این مطالعات بر روی انتقال ارتعاش به دست نبوده و هدف آن‌ها بررسی اختصاصی قدرت گرفتن دست و عضلات درگیر در گرفتن دست نیز نبوده است، در تمام این مطالعات ارتعاش کلی بدن بر روی قدرت گرفتن دست بی‌تاثیر بوده یا تاثیر کمی داشته است، به نظر می‌رسد علت این تاثیر کم تضعیف نیروی ارتعاشی منتقل شده به دست باشد.

در سال ۲۰۱۴ Garcia و همکاران [۱۴] مطالعه‌ای طراحی کردند که در آن ارتعاش به واسطه‌ی یک نوار متصل شده به صفحه‌ی ارتعاشی (فرکانس ۵۰ هرتز و آمپلیتود ۲/۵۱ میلی‌متر) به دست غیرغالب منتقل شده و قدرت گرفتن دست سمت غالب با دینامومتر به طور هم‌زمان اندازه‌گیری شده بود، و نیز فعالیت الکتریکی عضلات خم‌کننده و راست‌کننده انگشتان دست غالب در حین انتقال ارتعاش اندازه‌گیری شده بود. بر اساس آگاهی ما این تنها مطالعه‌ای است که اثر WBV را به صورت اختصاصی بر روی دست بررسی کرده است. در این مطالعه افراد در سه وضعیت (۱. بدون ارتعاش، ۲. انتقال ارتعاش به دست، و ۳. انتقال ارتعاش به دست و قرارگیری فرد بر روی دستگاه ارتعاش به طور هم‌زمان) تمرین کرده بودند، بین وضعیت‌های آزمایش ۱۰ دقیقه استراحت در نظر گرفته شده بود و بیشینه قدرت گرفتن دست در ده تکرار فشرده دینامومتر در حین انتقال ارتعاش اندازه‌گیری شده بود. آن‌ها دریافتند که حداکثر قدرت گرفتن دست در وضعیت سوم مقداری بیش‌تر بود اگرچه این مقدار معنی‌دار نبود، در وضعیت سوم هم انقباضی عضلات بازکننده‌ی انگشتان در حین انقباض عضلات خم‌کننده‌ی انگشتان نسبت به وضعیت اول و دوم کم‌تر بود، و فعالیت الکتریکی عضلانی در وضعیت سوم بیش‌تر بود.

اگرچه مطالعه‌ی حاضر از نظر متدولوژی با مطالعه Garcia متفاوت است، به نحوی که ارزیابی‌ها در مطالعه‌ی حاضر قبل و بعد از تمرین بوده است، در حالی که در مطالعه‌ی ذکر شده، ارزیابی‌ها در حین دریافت ارتعاش بوده است، با این حال نتایج افزایش فعالیت الکتریکی عضلانی در مطالعه‌ی حاضر با

به عضلات و مفاصل را به سبب شتاب وارده افزایش می‌دهد و موجب افزایش بازخورد از پروپریوسپتیوها و افزایش فراخوانی واحدهای حرکتی می‌شود [۳۰]. هم‌چنین نوسان مستقیم سر سبب فعالیت وستیبولار شده و احتمال دارد که در پاسخ رفلکسی به نوسان نقش داشته باشد [۲۹].

تاثیرات ارتعاش بستگی به ویژگی‌های خود عضله مثل محل مکانورسپتورها و درصد فیبرهای نوع سوم (سریع‌ترین فیبرهای عضلانی) نیز دارد، به همین دلیل پاسخ افراد مختلف و عضلات مختلف به ارتعاش ممکن است متفاوت باشد [۳۳،۳۲].

در تعدادی از مطالعات هیچ‌گونه افزایش قدرت و توانی به سبب اعمال WBV مشاهده نشده است، نتایج متناقض در این گروه از مطالعات می‌تواند تا حدودی ناشی از تفاوت در تنظیمات دستگاه، وضعیت فرد در حین دریافت ارتعاش کل بدن و مدت زمان اعمال ارتعاش باشد. در واقع یکی از مسائلی که باید در بیان اثرات WBV در نظر داشت، اشاره دقیق به دوز اعمال آن می‌باشد. بدیهی است که همانند هر مدالیته دیگری دوزهای درمانی متفاوت می‌توانند اثرات بالینی مختلفی بر جای گذارند. دلیل عمده تعداد اندک مطالعات در زمینه WBV در اندام فوقانی ضعیف شدن محرک ارتعاشی رسیده به اندام فوقانی به علت فاصله بین سطح ارتعاش و عضلات اندام فوقانی است. خواص بافت نرم در بدن انسان، همراه با عمل‌کرد عضلانی جهت کنترل ارتعاش وارده به بدن به واسطه‌ی سیستم عصبی مرکزی سبب تضعیف محرک ارتعاشی در بخش‌هایی بالایی بدن در حالت ایستاده بر روی سطح ارتعاشی می‌شود [۱۴]. دست به سبب آن که در انتهایی‌ترین بخش قرار گرفته، ارتعاشی که از سطح ارتعاشی دریافت می‌کند، بسیار کم است، لذا تمرکز بیش‌تر مطالعات در زمینه WBV بر روی عضلات اندام تحتانی بوده است [۳۴،۱۳،۷] به همین روی قدرت گرفتن دست قبل و بعد از مداخله به عنوان یک آزمون از آزمون‌های عمل‌کردی (آزمون نشستن و رساندن دست به پا، آزمون قدرت گرفتن دست و آزمون پرش عمودی) اندازه‌گیری شده بود، در این مطالعات چند حرکت

یافته‌های آن‌ها هم‌راستا است. ولی قدرت گرفتن دست در مطالعه Garcia در حالت ارتعاش به طور معنی‌داری افزایش نیافته بود، در حالی که در مطالعه‌ی حاضر قدرت گرفتن دست سمت غالب پس از ارتعاش به طور معنی‌داری بیش‌تر شده بود.

به نظر می‌رسد که نتایج متناقض بین مطالعه‌ی حاضر و مطالعه Garcia به سبب دو مورد زیر باشد، اول آن‌که در مطالعه‌ی آن‌ها دو تکلیف فشردن دینامومتر و کشیدن نوار مرتعش با هم انجام شده بود. هنگامی که فرد در یک زمان واحد به انجام دو تکلیف مبادرت می‌ورزد، تکالیف با هم دیگر تداخل می‌نماید، این تداخل در طی چند دهه اخیر در قالب الگوی دوره تحریک‌ناپذیری روان‌شناختی مورد مطالعه قرار گرفته است، به نحوی که در هر فعالیتی که دارای دو کوشش و دو پاسخ مستقل از هم باشد، تداخل بین دو تکلیف به شکل افزایش زمان پاسخ‌دهی به هدف دوم بروز می‌یابد [۳۵]، و فعالیت مغز طی تحقق هم‌زمان دو عمل جداگانه اساساً از حاصل جمع فعالیت مغز، زمانی که هر فعالیت به تنهایی رخ می‌دهد، کم‌تر است [۳۶]، به طوری که در مطالعات [۳۷، ۱۶، ۱۵] نشان داده شده است که عمل‌کرد افراد در تکالیف دوگانه نسبت به تکالیف یگانه کاهش می‌یابد، به همین روی محتمل است که اثر ارتعاش بر عمل‌کرد عصبی عضلانی در مطالعه Garcia به سبب تکلیف دو گانه‌ی فشردن دینامومتر و کشیدن نوار مرتعش کم‌تر شده بوده است. مورد دوم آن‌که دستی که دینامومتر را گرفته و قدرت گرفتن دست آن اندازه‌گیری شده بود، به طور مستقیم ارتعاش را دریافت نکرده بود، در حالی که در مطالعه‌ی حاضر قدرت گرفتن دست در همان دستی که نوار مرتعش را نگهداشته بود، اندازه‌گیری شده بود، که می‌باید یک تمرین ایزومتریک همراه با تمرین مستقیم ارتعاش را در نظر گرفت.

یافته بعدی ما در پژوهش حاضر این است که تغییرات فعالیت الکتریکی عضلانی در همه عضلات مورد بررسی (ECR, ECU, FDS, FDP) در دست غالب پس از تمرین با ارتعاش نسبت به حالت تمرین بدون ارتعاش بیش‌تر بود، ولی

این تغییرات در فعالیت الکتریکی عضلانی فقط در عضلات ECU ( $P=0/01$ ) و FDS ( $P=0/004$ ) معنی‌دار بوده است، شاید معنی‌دار نشدن افزایش فعالیت الکتریکی در دو عضله‌ی دیگر به سبب دورتر بودن بالک دو عضله از نوار مرتعش و در مورد FDP عمقی‌تر بودن عضله بوده است، بالک عضلات FDP و ECR نزدیک آرنج قرار گرفته در صورتی که بالک عضلات ECU و FDS نزدیک مچ قرار گرفته است [۳۸] در همین راستا Roelant و همکاران [۳۹] نشان دادند که اثر ارتعاش در عضلات نزدیک‌تر به منبع ارتعاشی بیش‌تر است.

مطالعاتی که در زمینه‌ی WBV فعالیت الکتریکی عضلانی را اندازه‌گیری نموده‌اند را می‌توان به دو دسته کلی تقسیم کرد: مطالعاتی که در حین دریافت ارتعاش فعالیت الکتریکی عضلات را ثبت کرده‌اند و مطالعاتی که قبل و بعد از دریافت ارتعاش فعالیت الکتریکی عضلانی را ثبت کرده‌اند. Rosenberger معتقد است که ثبت فعالیت الکتریکی عضلانی در حین دریافت ارتعاش از نظر تکنیکی بحث برانگیز است، به این دلیل که فرکانس ارتعاشی، آرتیفکت‌های بزرگی ایجاد می‌کند به همین روی باندهای فرکانسی کم‌پهنای مرتبط به فرکانس ارتعاشی و هارمونی آن است باید یک آرتیفکت غالب در نظر گرفته شود [۱۰].

در مطالعاتی [۴۰، ۱۳، ۴۲] که فعالیت الکتریکی عضلانی را قبل و بعد از ارتعاش اندازه‌گیری نموده‌اند، نشان داده‌اند که فعالیت الکتریکی عضلات مورد بررسی در گروه ارتعاش نسبت به گروه کنترل به طور معنی‌داری بیش‌تر می‌شود، لذا نتایج حاصل از مطالعه‌ی حاضر با آن‌ها هم‌خوانی دارد. در برخی از مطالعاتی که فعالیت الکتریکی عضلانی را در حین دریافت ارتعاش اندازه‌گیری نموده‌اند، نشان داده‌اند که فعالیت الکتریکی عضلانی به طور معنی‌داری تغییر نکرده [۱۱، ۱۲، ۲۳] و در گروهی دیگر نشان داده‌اند که فعالیت الکتریکی عضلانی به طور معنی‌داری بیش‌تر می‌شود [۳۹، ۹، ۶، ۴۳-۴۹].

در مطالعه حاضر فعالیت الکتریکی عضلانی در مرحله‌ی کنترل به طور غیر معنی‌داری پس از تمرین کم‌تر شده بود، که علت آن بر اساس مطالعه‌ی Rosenberger و همکاران [۱۰]

مطالعه حاضر در مرکز تحقیقات توانبخشی عصبی عضلانی دانشگاه علوم پزشکی سمنان انجام گردید. از معاونت محترم تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی سمنان که هزینه تحقیق را متقبل شدند و از کلیه افراد شرکت کننده در طرح صمیمانه تشکر و قدردانی می نمایم.

## منابع

- [1] Bhardwaj P, Nayak SS, Kiswar AM, Sabapathy SR. Effect of static wrist position on grip strength. *Indian J Plast Surg* 2011; 44: 55-58.
- [2] Poliquin C. The poliquin international certification Program Theory II Manual. East Greenwich, RI. 2006; 2-42.
- [3] Jones MT, Parker BM, Cortes N. The effect of whole-body vibration training and conventional strength training on performance measures in female athletes. *J Strength Cond Res* 2011; 25: 2434-2441.
- [4] Luo J, McNamara B, Moran K. The use of vibration training to enhance muscle strength and power. *Sports Med* 2005; 35: 23-41.
- [5] Aminianfar A, Hedayati R, Bagheri P, Yaghubi Z. Effects of whole body vibration on concentric torque of ankle invertor and evertor muscles in people with functional ankle instability. *Koomesh* 2016; 18: 286-294.
- [6] Hazell TJ, Jakobi JM, Kenno KA. The effects of whole-body vibration on upper- and lower-body EMG during static and dynamic contractions. *Appl Physiol Nutr Metab* 2007; 32: 1156-1163.
- [7] Cochrane DJ, Stannard SR. Acute whole body vibration training increases vertical jump and flexibility performance in elite female field hockey players. *Br J Sports Med* 2005; 39: 860-865.
- [8] Roelants M, Delecluse C, Goris M, Verschueren S. Effects of 24 weeks of whole body vibration training on body composition and muscle strength in untrained females. *Int J Sports Med* 2004; 25: 1-5.
- [9] Kim JH, Seo HJ. Influence of pelvic position and vibration frequency on muscle activation during whole body vibration in quiet standing. *J Phys Ther Sci* 2015; 27: 1055-1058.
- [10] Rosenberger A, Liphardt AM, Bargmann A, Muller K, Beck L, Mester J, et al. EMG and heart rate responses decline within 5 days of daily whole-body vibration training with squatting. *PLoS One* 2014; 9: e99060.
- [11] 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: 280-293.
- [12] Di Giminiani R, Fabiani L, Baldini G, Cardelli G, Giovannelli A, Tihanyi J. Hormonal and neuromuscular responses to mechanical vibration applied to upper extremity muscles. *PLoS One* 2014; 9: e111521.
- [13] Torvinen S, Kannus P, Sievanen H, Jarvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, et al. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34: 1523-1528.
- [14] Garcia-Gutierrez MT, Rhea MR, Marin PJ. A comparison of different vibration exercise techniques on

می تواند به سبب روند بهینه سازی و تطابق سیستم عصبی عضلانی در برابر تکرار تمرین فشردن دست باشد، چرا که تمرین فشردن دست هفت بار (پنج بار در روند گرم کردن بدن، یک بار در اندازه گیری در پیش از تمرین، و یک بار در تمرین نگاه داشتن نوار متصل به صفحه ی ارتعاشی) تکرار شده بود، این در حالی است که تمرین با ارتعاش یک بار انجام شده بود، لذا فعالیت الکتریکی عضلانی پس از مرحله ی تمرین ارتعاشی به طور معنی داری بیش تر شده بود، چرا که فرد با تمرین ارتعاشی نا آشنا بوده، توجه آگاهانه و ناپایداری بدن در حین دریافت ارتعاش بیش تر بوده است که همگی سبب هماهنگی ضعیف و کارآمدی کم تر گرفتن دست می شود، بنابراین افزایش دامنه ی فعالیت الکتریکی عضلانی پس از یک جلسه تمرین ممکن است نشان دهنده افزایش به کارگیری واحدهای حرکتی برای تحمل بار کاری و بیانگر گسترش خستگی عضلانی نیز باشد [۱۰].

محدودیت های پژوهش حاضر:

در تحقیق حاضر به سبب آن که حداکثر قدرت گرفتن دست بررسی شده بود، قادر به نرمال سازی فعالیت الکتریکی عضلانی بر اساس نسبتی از بیشینه فعالیت الکتریکی عضلانی نبودیم، به همین روی سعی گردید به واسطه ی جدا نکردن الکتروود از روی پوست در روند دو مرحله ی ارزیابی (کنترل و تمرین ارتعاشی) و اندازه گیری دو مرحله در یک روز خطای ناشی از محدودیت ذکر شده را به کمینه برسانیم.

قدرت گرفتن دست و عمل کرد عصبی عضلانی دست غالب (دست دریافت کننده ی تمرین ارتعاشی) پس از تمرین ارتعاشی افزایش می یابد. نتایج حاصل تحقیق حاضر قابل تعمیم به افراد ورزشکار و افراد بالای ۳۰ سال نمی باشد، به همین روی پیشنهاد می گردد، جهت تکمیل بررسی حاضر و تعمیم یافته ها، همین مطالعه بر روی گروه های سنی دیگر و افراد مختلف جامعه تکرار شود.

## تشکر و قدردانی



- EMG activity during acute whole-body vibration. *Muscle Nerve* 2009; 40: 420-429.
- [32] Lamont HS, Cramer JT, Bemben DA, Shehab RL, Anderson MA, Bemben MG. Effects of a 6-week periodized squat training with or without whole-body vibration upon short-term adaptations in squat strength and body composition. *J Strength Cond Res* 2011; 25: 1839-1848.
- [33] Walton NG, Amick RZ, Winklepleck BM, Patterson JA. Response to acute whole-body vibration on upper extremity strength in college-aged individuals: 3070: Board# 33 June 4 9: 30 AM-11: 00 AM. *Med Sci Sports Exerc* 2011; 43: 882.
- [34] Cochrane DJ, Hawke EJ. Effects of acute upper-body vibration on strength and power variables in climbers. *J Strength Cond Res* 2007; 21: 527-531.
- [35] Welford AT. The 'psychological refractory period' and the timing of high-speed performance—a review and a theory. *Br J Psychol Gen Sec* 1952; 43: 2-19.
- [36] Just MA, Carpenter PA, Keller TA, Emery L, Zajac H, Thulborn KR. Interdependence of nonoverlapping cortical systems in dual cognitive tasks. *NeuroImage* 2001; 14: 417-426.
- [37] D'Esposito M, Detre JA, Alsop DC, Shin RK, Atlas S, Grossman M. The neural basis of the central executive system of working memory. *Nature* 1995; 378: 279-281.
- [38] Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM, Gray H, Gray H. *Gray's anatomy for students*. Philadelphia, PA: Churchill Livingstone/Elsevier; 2010.
- [39] 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: 124-129.
- [40] 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: 490-501.
- [41] Yoosefinejad A, Talebian S, Shadmehr A, Olyaei G, Bagheri H, Mohajeri -Tehrani R.M. Effect of Whole-Body Vibration on EMG root mean square signal in a Diabetic type 2 patient with Peripheral Neuropathymation to coronary disease patients. *Health Science Journal*. 2013; 7: 109-115.
- [42] Herrero AJ, Menendez H, Gil L, Martin J, Martin T, Garcia-Lopez D, et al. Effects of whole-body vibration on blood flow and neuromuscular activity in spinal cord injury. *Spinal Cord* 2011; 49: 554-559.
- [43] Cardinale M, Lim J. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies. *J Strength Cond Res* 2003; 17: 621-624.
- [44] Mischi M, Cardinale M. The effects of a 28-Hz vibration on arm muscle activity during isometric exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41: 645-653.
- [45] Eckhardt H, Wollny R, Muller H, Bartsch P, Friedmann-Bette B. Enhanced myofiber recruitment during exhaustive squatting performed as whole-body vibration exercise. *J Strength Cond Res* 2011; 25: 1120-1125.
- [46] Lienhard K, Vienneau J, Friesenbichler B, Nigg S, Meste O, Nigg BM, et al. The Effect of Whole-body Vibration on Muscle Activity in Active and Inactive Subjects. *Int J Sports Med* 2015; 36: 585-591.
- [47] Perchthaler D, Hauser S, Heitkamp HC, Hein T, Grau S. Acute effects of whole-body vibration on trunk and neck muscle activity in consideration of different vibration loads. *J Sports Sci Med* 2015; 14: 155-162.
- neuromuscular performance. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2014; 14: 303-310.
- [15] Adcock RA, Constable RT, Gore JC, Goldman-Rakic PS. Functional neuroanatomy of executive processes involved in dual-task performance. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2000; 97: 3567-3572.
- [16] Herath P, Klingberg T, Young J, Amunts K, Roland P. Neural correlates of dual task interference can be dissociated from those of divided attention: an fMRI study. *Cereb Cortex* 2001; 11: 796-805.
- [17] Koley S, Pal Kaur S. Correlations of handgrip strength with selected hand-arm-anthropometric variables in Indian inter-university female volleyball players. *Asian J Sports Med* 2011; 2: 220-226.
- [18] Adams JB, Edwards D, Serravite DH, Bedient AM, Huntsman E, Jacobs KA, et al. Optimal frequency, displacement, duration, and recovery patterns to maximize power output following acute whole-body vibration. *J Strength Cond Res* 2009; 23: 237-245.
- [19] Kong S, Lee KS, Kim J, Jang SH. The effect of two different hand exercises on grip strength, forearm circumference, and vascular maturation in patients who underwent arteriovenous fistula surgery. *Ann Rehabil Med* 2014; 38: 648-657.
- [20] Dolny DG, Reyes GF. Whole body vibration exercise: training and benefits. *Curr Sports Med Rep* 2008; 7: 152-157.
- [21] Issurin VB. Vibrations and their applications in sport. A review. *J Sports Med Phys Fitness* 2005; 45: 324-336.
- [22] Issurin VB, Tenenbaum G. Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *J Sports Sci* 1999; 17: 177-182.
- [23] McBride JM, Nuzzo JL, Dayne AM, Israetel MA, Nieman DC, Triplett NT. Effect of an acute bout of whole body vibration exercise on muscle force output and motor neuron excitability. *J Strength Cond Res* 2010; 24: 184-189.
- [24] Marin PJ, Herrero AJ, Sainz N, Rhea MR, Garcia-Lopez D. Effects of different magnitudes of whole-body vibration on arm muscular performance. *J Strength Cond Res* 2010; 24: 2506-2511.
- [25] Silva HR, Couto BP, Szmuchrowski LA. Effects of mechanical vibration applied in the opposite direction of muscle shortening on maximal isometric strength. *J Strength Cond Res* 2008; 22: 1031-1036.
- [26] Cormie P, Deane RS, Triplett NT, McBride JM. Acute effects of whole-body vibration on muscle activity, strength, and power. *J Strength Cond Res* 2006; 20: 257-261.
- [27] Jordan M, Norris S, Smith D, Herzog W. Acute effects of whole-body vibration on peak isometric torque, muscle twitch torque and voluntary muscle activation of the knee extensors. *Scand J Med Sci Sports* 2010; 20: 535-540.
- [28] Ronnestad BR, Slettalokken Falch G, Ellefsen S. Whole Body Vibration Increases Subsequent Sprint Performance in Well-Trained Cyclists. *Int J Sports Phys Perform* 2016; 1-18.
- [29] 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: 847-853.
- [30] 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: 124-129.
- [31] Cochrane DJ, Loram ID, Stannard SR, Rittweger J. Changes in joint angle, muscle-tendon complex length, muscle contractile tissue displacement, and modulation of

[49] Lienhard K, Vienneau J, Nigg S, Friesenbichler B, Nigg BM. Older adults show higher increases in lower-limb muscle activity during whole-body vibration exercise. *J Biomech* 2017; 52: 55-60.

[48] Da Silva U, Villagra HA, Oliva LL, Marconi NF. EMG activity of upper limb on spinal cord injury individuals during whole-body vibration. *Physiol Int* 2016; 103: 361-367.

## Short term effect of total body vibration on neuromuscular function of hands in healthy non-athlete subjects

Rozita Hedayati (Ph.D)<sup>1</sup>, Cyrus Taghizadeh (Ph.D)<sup>\*1</sup>, Hamideh Mashhadi Hashemi (M.Sc)<sup>1</sup>, Atefeh Aminian-far (Ph.D)<sup>1</sup>, Raheb Ghorbani (Ph.D)<sup>2</sup>

1. *Neuromuscular Rehabilitation Research Center, Rehabilitation faculty, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran*
2. *Social Determinants of Health Research Center and Department of Epidemiology and Biostatistics, School of Medicine, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran*

(Received: 2Jan 2017; Accepted: 6 Sep 2017)

**Introduction:** Vibration exercise appears to be matched with resistance exercise, and can strengthen muscles even at a faster pace. In this way, the present study aimed to assess neuromuscular function following hand vibration exercise by concurrent transfer of vibration from vibrating plate and its belt.

**Materials and Methods:** A total of 31 healthy non-athlete volunteers enrolled in the present study. Firstly, participants stood on the vibrating plate and pulled its belt in a non-vibrating mode using their dominant hand, and after a ten-minute rest, performed the same task in vibrating mode (at 35 Hz and low amplitude). Grip strength and electromyography root mean square in flexor digitorum profundus (FDP), flexor digitorum superficialis (FDS), extensor carpi radialis (ECR), and extensor carpi ulnaris (ECU) muscles were measured before and after exercise in both phases.

**Results:** Mean changes in muscular electrical activity in ECU and FDS muscles was significantly higher in the intervention mode, but no significant change was observed in mean changes in muscular electrical activity in FDP and ECR muscles. Mean changes in dominant hand's grip strength was significantly higher in the intervention mode.

**Conclusion:** Transfer of vibration to hand from vibrating plate and its belt can affect neuromuscular function of the vibration-receiving hand one minute after termination of vibration.

**Keywords:** Grip Strength, Vibration, Electromyography.

---

\* Corresponding author. Tel: +98 9128168310  
Cyrustaghizadeh@gmail.com