مجله دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی – درمانی شهید صدوقی یزد
دوره هفدهم، شماره سوم، تابستان۱۳۸۸، صفحات ۱۹۲-۱۸٤

بررسی تأثیر ارتعاش جهت کاهش درد عضلانی تأخیری قبل از تمرین درمانی

سجاد زینلی*[1]، صابر رضانژاد[2]، دکتر سید محمد مرندی[3]، دکتر خلیل خیام باشی[4]

چکیده

مقدمه: کوفتگی عضلانی تأخیری نوعی آسیب عضلانی شایع است که حین تمرین درمانی با انقباضات اسنتریک ایجاد می‌شود. این مورد می‌تواند با ایجاد درد سبب افت انگیزه و قطع تمرینات بیمار گردد. هدف از مطالعه حاضر تعیین تأثیر ارتعاش (Vibration) بر کوفتگی عضلانی تأخیری بود. فرض ما بر این بود که تمرین ارتعاش، کوفتگی عضلانی تأخیری را کاهش خواهد داد.

روش بررسی: ۳۰ مرد ورزشکار در دامنه سنی ۲۶-۱۸ سال در مطالعه شرکت کردند. ورزشکاران، حداقل سه سال سابقه فعالیت مستمر ورزشی داشتند. نمونه‌ها به طور تصادفی در دو گروه ارتعاش VT(n=۱۵) و گروه بدون ارتعاش Non-VT(n=۱۵) قرار گرفتند. اندازه‌گیری‌ها شامل زاویه فلکشن زانو(FANG)، آستانه درد فشاری(PPT)، درد عضلانی(SOR) از عضله چهارسر رانی راست و بیشینه نیروی ایزومتریک(MIF) از هر دو چهارسرها، باهم، بود. ارتعاش با فرکانس ۵۰HZ به مدت یک دقیقه روی عضله چهارسررانی راست و چپ گروه VT اعمال شد. سپس هر دو گروه به تمرین استریک پرداختند. تمامی عوامل ۲۴ ساعت پس از تمرین دوباره اندازه‌گیری شد.

نتایج: تمامی نمونه‌ها کاهش در MIF، PPT، FANGT و افزایش در SOR را در ۲۴ ساعت پس از تمرین نشان دادند. اما یک تفاوت معنی‌دار آماری بین گروه VT و Non-VT در تمامی عوامل وجود داشت، [MIF (P=۰/۰۰۰)، PT(P=۰/۰۰۱)، FANG (P=۰/۰۲) و VAS(P=۰/۰۰۳)]، که نشان دهنده تغییر کمتر عوامل اندازه‌گیری شده ،قبل و بعد از مداخله در گروه ارتعاش می‌باشد.

نتیجه‌گیری: تمرین درمانی همراه با انقباضات استریک به طور قابل ملاحظه‌ای سبب کوفتگی عضلانی تأخیری می‌شود، اما کاربرد ارتعاش قبل از تمرین دارای یک اثر کاهنده مفید، در میزان کوفتگی عضلانی تأخیری می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: درد عضلانی تأخیری، ارتعاش، تمرین درمانی

مقدمه

تمرین را می‌توان فعالیت هدفمند تعریف کرد. تعدادی از سیستم‌های بدن در انجام تمرین دخالت دارند و توانایی انجام تمرین نه تنها به سلامت هر کدام از آنها بلکه به توانایی کار هماهنگ آنها با یکدیگر نیز بستگی دارد. انواع مختلف تمرین با توجه به بار، فرکانس، شدت و هماهنگی تغییرات مختلفی در عضله ایجاد می‌کنند که در برنامه‌ریزی درمان فیزیکی، شناخت هر کدام از آن تغییرات و تطابق متعاقب آن ضروری می‌نماید. آنچه مسلم است اینکه با وارد شدن اضافه بار برنامه‌ریزی شده، آمادگی عمومی و همچنین عمل فردی بهبود می‌یابد. این روند نشانگر این مطلب است که بدن و خصوصاً عضله قادر به تطبیق خود با وضعیت‌های جدید است که اساس انجام تمرین درمانی را تشکیل می‌دهد(۱). بسیاری از بیماری‌های عصبی- عضلانی و آسیب‌های وارده به شکل ضربه‌ای و کششی به این سیستم با ضعف عضلات مشخص می‌شوند. برخی از آنها الگوی خاصی از

*۱- نویسنده مسئول: کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی و فیزیوتراپیست
تلفن همراه: ۰۹۱۳۲۵۵۷۲۲۵ *Email: sajjad_pt82@yahoo.com*
۲- کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی
۳- استادیار گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه اصفهان
٤- استادیار گروه توانبخشی ورزشی دانشگاه اصفهان
تاریخ دریافت: ۱۳۸۷/۹/۲۰ تاریخ پذیرش: ۱۳۸۸/۳/۵

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2024-04-25]

ضعف عضلانی را نشان می‌دهد و بعضی دیگر الگوی مشخصی ندارند، در بعضی درگیری عضلات به صورت قرینه و در بعضی دیگر غیرقرینه می‌باشد(۲). تمرین درمانی امری اساسی در برنامه توانبخشی بخصوص در مراحل پایانی دوره بازیافت می‌باشد. در واقع جهت ایجاد توازن قدرت عضلانی و آماده‌سازی آن برای تحمل نیروهای کشش و ضربه‌ای بخصوص در توانبخشی ورزشی و تمرین درمانی ورزشکاران آسیب دیده الزامی است. همچنین در سایر موارد غیر ورزشکار و افراد غیرفعال که نیازمند افزایش توان و کارایی عضلات خود هستند از اهمیت وافری برخوردار است. اما در کنار کسب قدرت و بازتوانی عضله با مواردی همچون مهار عضلانی و عدم توانایی افراد در ایجاد حداکثر نیروی انقباضی و یا درد و کوفتگی عضلانی مواجه هستیم. در جهت افزایش توانایی افراد برای تولید نیرو و کاهش مهار عصبی- عضلانی تلاش های زیادی صورت گرفته است. برخی عوامل اثرگذار بر تسهیل عصبی- عضلانی همانند استفاده از تحریک الکتریکی و استفاده از جریان‌های پالس‌دار(۳) و یا ایجاد تحریک خفیف گیرنده‌های پوستی هنگام ماساژ یخ در تسهیل انقباض عضلانی که روی قدرت عضلانی اثر می‌گذارد کاربرد دارند(۴). اما در سالهای اخیر استفاده از ارتعاش به شیوه‌های گوناگون در این حیطه رواج یافته است. برای مثال برخی پژوهشگران در تحقیقات خود عنوان داشته‌اند که ارتعاش می‌تواند در ایجاد حداکثر گشتاور تولیدی(۵)، تسهیل فیبرهای داخل دوکی(۶)، افزایش سرعت انقباض فیبرهای عضلانی(۷)، قدرت عضلانی و کنترل فعالیت عضله مؤثر باشد(۱۰-۸). علاوه بر این نشان داده شده که ارتعاش در کیفیت تحریکی- مهاری قشر حرکتی اولیه و تحریک‌پذیری مسیرهای قشری نخاعی مؤثر است(۱۱،۱۲). این یافته‌ها نشانگر آن است که ارتعاش می‌تواند مسبب تحریک و تسهیل عصبی- عضلانی باشد و نیروی تولیدی عضله را با کاهش مهار عضله، افزایش دهد. برخی هم اثرات مطلوب ارتعاش را در بهبود حس وضعیت، تعادل و ثبات مفصل زانو گزارش داده‌اند.(۱۵-۱۳). اما همانطور که گفته شد در طی تمرین درمانی، مانع دیگری نیز وجود دارد که می‌تواند علاوه بر ایجاد حس ناخوشایند درد عضلانی، ارزیابی ضایعه و قدرت عضلانی را در طول درمان و ارائه اقدامات خاص درمانی مختل کند(۲)، که از آن به عنوان کوفتگی عضلانی یاد کردیم. کوفتگی عضلانی تأخیری پس از قطع جلسات تمرین، بخصوص تمریناتی که با فعالیتهای عضلانی اسنتریک برنامه ریزی شده باشند، ایجاد می‌شود(۱۹-۱۶). علت و راهکارهای پیشگیری کننده از کوفتگی عضلانی تأخیری دقیقاً مشخص نشده است. به دنبال این موضوع محققان پژوهش‌های گسترده‌ای را در مورد زمینه یابی علل به وجود آورنده، شیوه‌های پیشگیری و یا درمان و همچنین بررسی‌هایی در مورد برخی عوامل مرتبط با این نوع آسیب به انجام رسانده‌اند. محققین در تحقیقات خود با کاربرد تمرینات عضلانی اسنتریک، این نوع تمرین را عامل بوجود آورنده آسیب عضلانی و ایجاد کوفتگی عضلانی ذکر کرده‌اند(۲۱،۲۰). همچنین جهت تعیین روش بهبود کوفتگی عضلانی تأخیری نیز مطالعات زیادی صورت گرفته است، همچون بررسی کشش غیرفعال(۲۲)، استفاده از فعالیت‌های گرم کردن، تمرین کششی و ماساژ(۸)، استفاده از انواع بازیافت پس از فعالیت عضلانی اسنتریک شدید(۲۳)، کاربرد ماساژ و التراسوند در دوره بازیافت بعداز تمرین اسنتریک(۲۶-۲۴)، به کارگیری داروهای ضد التهابی غیر استروئیدی(NSAIDs)(۲۵)، اعمال فشار پنوماتیک متناوب(۲۷) و نیز استفاده از مدالیته‌های ماساژ، تحریک الکتریکی و تمرین با ارگومتر(۲۱). از آنجایی که کوفتگی عضلانی تأخیری به دنبال کاهش توان عضله در حفظ حداکثر نیروی انقباضی به همراه توسعه خستگی عضلانی ایجاد می‌شود و افت توان و خستگی ایجاد شده در ارتباط با عوامل عصبی- عضلانی است، حدس زده می‌شود موارد تأثیرگذار بر آن بتواند بر کفایت عصبی- عضلانی طی تمرین و یا هر فعالیت دیگری اثرگذار باشد. کما اینکه پژوهشگران در مطالعات خود به بررسی تأثیر اعمال ارتعاش بر عوامل عصبی- عضلانی متنوعی اقدام کرده‌اند. نتایج حاصل از این تحقیقات نشان می‌دهد که کاربرد ارتعاش با فرکانس‌ها و مدت زمان‌های مختلف می‌تواند بر عواملی مثل پاسخ مکانیکی عضلات اسکلتی انسان، رفلکس H و موج M، میزان حداکثر انقباض ارادی، سرعت شلیک واحدهای حرکتی، فعالیت آورانهای Ia، EMG، زمان رسیدن به

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2024-04-25]

خستگی، سرعت تخلیه‌ی واحدهای حرکتی و نوسانات نیرو تأثیرگذار باشد(۳۵-۲۸). همانطور که عنوان شد این عوامل تحت تأثیر فرکانس‌ها و مدت زمان‌های مختلف اعمال ارتعاش پاسخ-های متفاوتی ایجادمی‌کنند. علاوه بر این بررسی و مقایسه‌های صورت گرفته از این مطالعات نشان می‌دهد شدت انقباض نیز در اثرپذیری از ارتعاش بی‌تأثیر نیست. با توجه به شواهد موجود در اثرپذیری عوامل عصبی- عضلانی از محرکی همانند ارتعاش، در مطالعه حاضر با سنجش عواملی همچون(Maximal Isometric Pressure)، FANG(Flexed Knee Angle)، MIF(Force PPT(Pain Threshold و(Muscle Soreness)SOR به طور غیرمستقیم به بررسی تأثیر ارتعاش بر کوفتگی عضلانی تأخیری پرداخته‌ایم.

روش بررسی

این مطالعه بصورت کار آزمایی بالینی به طور تصادفی صورت گرفته است. طرح تحقیق حاضر را طرح پیش آزمون، پس آزمون با گروه کنترل تشکیل می‌دهد. آزمودنی‌های تحقیق، بر اساس شرایط تجربی شامل ۳۰ نفر مرد ورزشکار با میانگین سنی (۲/۳۷ ± ۲۲) سال می‌باشند. که، نداشتن هرگونه آسیب سیستم عضلانی- اسکلتی بخصوص آسیب اندام تحتانی، مصرف نکردن مکمل ها و داروهای اثرگذار، عدم فعالیت شدید ورزشی در طی یک هفته گذشته و حداقل سه سال سابقه ورزشی از شرایط شرکت در آزمون بود. نمونه‌ها به روش تصادفی به دو گروه ویبریشن (VT) و بدون ویبریشن (Non-VT) تقسیم شدند. نحوه اجرای طرح به این صورت بود که ابتدا یکسری عوامل شامل MIF (حداکثر نیروی ایزومتریک، که با دستگاه دینامومتر-MIE انگلیس- اندازه گیری شد)، PPT (آستانه درد فشاری عضله که با استفاده از فشار یک گوه از روی کاف فشارسنج- فشارسنج جیوه‌ای Alpk2 ساخت ژاپن با کاف cm ۳۲- ۲۲- به موضع مورد بررسی و ثبت فشار وارده از روی اندازه ستون جیوه بدست آمد)، FANG (زاویه فلکشن زانوکه با استفاده از گونیامتر- گونیامتر فلزی ساخت پاکستان دارای بازوهای بلند- اندازه گیری شد) و SOR (سطح درک درد عضلانی که با استفاده از مقیاس VAS(Visual Analogue Scale) اندازه‌گیری شد) از عضله چهارسر رانی راست و زانوی راست تمامی آزمودنی‌ها در هر دو گروه ثبت شد(Base-lain). سپس بر روی هر عضله چهارسر رانی، در آزمودنی‌های گروه VT، ارتعاش، با فرکانس ۵۰ Hz به مدت یک دقیقه اعمال شد. بلافاصله بعد از اعمال ارتعاش آزمودنی‌های هر دو گروه به نوعی فعالیت استریک به شکل تمرین اسکوات با وزنه ای معادل ۸۰٪ میزان MIF خود تا سرحد خستگی پرداختند. ۲۴ ساعت پس از اجرای آزمون مجدداً اندازه‌گیری‌های ذکر شده صورت پذیرفت(After-activity). به منظور اطلاع از تغییرات بوجود آمده در عوامل مورد مطالعه و مقایسه دو گروه VT و Non-VT از آزمون t تست استفاده شد.

نتایج

با گذشت ۲۴ ساعت از تمرین استریک در تمامی نمونه‌ها کوفتگی و درد عضلانی ظاهر شد و به طور متوسط ما شاهد کاهش Kg ۱۰/۶ در میزان MIF، کاهش mmHg ۵۴/۳۶ در میزان PPT، کاهش ۴/۱۶ درجه در میزان FANG زانو و افزایش mm ۱/۲۶ در SOR عضلانی بودیم. اما بررسی میانگین اختلاف عوامل اندازه‌گیری شده بین گروه VT و Non-VT بوسیله آزمون t مستقل، اختلاف آماری معنی‌داری به لحاظ میزان اختلاف عوامل بین دو گروه نشان داد(جدول ۲).

جدول(۱): مقایسه میانگین متغییرهای اندازه گیری شده دو گروه قبل و بعد از مداخله

گروه	میانگین متغییر ها	MIF	PPT	FANG	SOR
ارتعاش	قبل از مداخله	۱۰۵	۱۲۹/۳۳	۱۳۳/۲۶	۱/۶۲
	بعد از مداخله	۹۸/۴۵	۸۵/۵۳	۱۲۹/۹۳	۲/۷۶
بدون ارتعاش	قبل از مداخله	۱۰۰/۹۹	۱۳۶/۸۶	۱۳۳/۳۳	۱/۲۶
	بعد از مداخله	۸۶/۳۳	۷۱/۹۳	۱۲۸/۳۳	۲/۶۳

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2024-04-25]

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2024-04-25]

جدول(۲) : نتایج آماری (Pv) از تفاضل متغیرها قبل و بعد از مداخله بین دو گروه ارتعاش و بدون ارتعاش

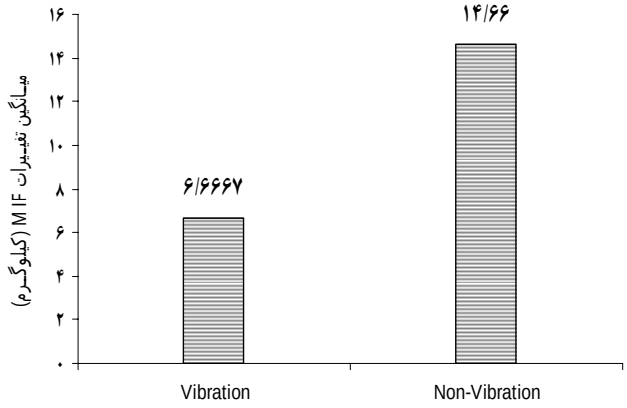
متغییرها	Pv	حد پایین	حد بالا
MIF	۰/۰۰۰	-۱۲/۰۸۷۱	-۳/۸۹۹۵۲
PPT	۰/۰۰۱	-۳۳/۳۰۸۹	-۸/۹۵۷۷۷
FANG	۰/۰۲۰	-۲/۹۲۳۰۰	-۰/۲۷۷۰۰
SOR	۰/۰۰۳	-۱/۰۵۷۴۵	-۰/۲۴۹۲۲

فرض برابری میانگین تغییرات بین دو گروه با به دست آمدن مقدار P کمتر از ۰/۰۵ برای تمامی عوامل، رد شد. یعنی درگروهی که ارتعاش دریافت کرده بودند، بین متغییرهای اندازه-گیری شده در قبل و بعد از فعالیت عضلانی اسنتریک تفاوت کمتری وجود داشت، که در ادامه بیان می شود. در مورد حداکثر نیروی ایزومتریک، تفاوت بین میانگین تغییرات بین دو گروه VT و Non-VT از لحاظ آماری معنی دار می‌باشد(P=۰/۰۰۰). یعنی اختلاف نیروی ایزومتریک عضله چهارسر رانی بین قبل و بعد از کوفتگی عضلانی در گروهی که ارتعاش دریافت کرده بودند به طور برجسته‌ای کمتر است(نمودار ۱).

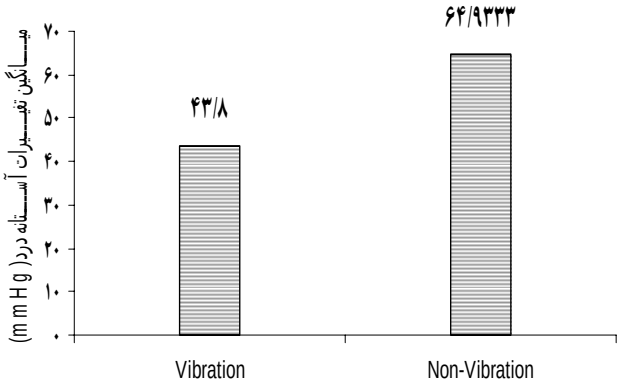
همچنین گروهی که ارتعاش دریافت کرده بودند، آستانه درد فشاری بالاتری در عضله چهارسر رانی نشان دادند. یعنی تفاضل بین آستانه درد قبل و بعد از ایجاد کوفتگی در این گروه کمتر بود. به بیان ساده میانگین تفاضل آستانه درد در گروه VT، ۴۳/۸ بود در حالی که در گروه Non-VT ۶۴/۹ بدست آمد. تحلیل آماری نیز تفاوت معنی‌داری بین دو گروه را نشان داد(P=۰/۰۰۱) (نمودار ۲).

دامنه حرکتی نیز تحت تأثیر کوفتگی عضلانی در تمامی نمونه‌ها کاهش یافت، به طوری که سفتی افزایش یافته در عضله چهارسر مانع خم کردن مفصل زانو تا انتهای دامنه شد. اما ارتعاش با به حداقل رساندن سفتی عضله، محدودیت در خم کردن مفصل زانو را تقلیل داد. به طوری که بین دو گروه اختلاف آماری معنی‌داری به دست آمد (P=۰/۰۲) (نمودار ۳).

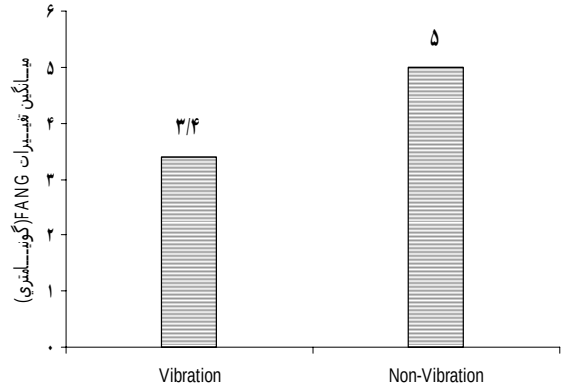
و در نهایت دردی که در کنار کوفتگی عضلانی به طور واضح مشهود است، در گروهی که ارتعاش دریافت کرده بود به صورت معنی‌داری کمتر از گروه بدون ارتعاش بود (P=۰/۰۰۳). که حاکی از اثر کاهند ارتعاش در بروز کوفتگی عضلانی تأخیری می‌باشد(نمودار ۴).



نمودار ۱- میانگین تغییرات حداکثر نیروی ایزومتریک عضله چهارسر رانی بین دو گروه VT وNon-VT

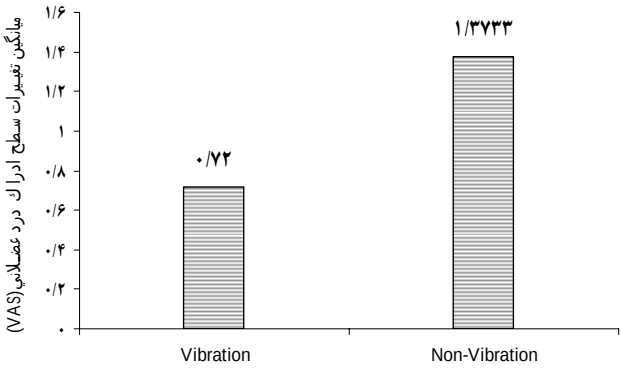


نمودار ۲- میانگین تغییرات آستانه درد فشاری عضله چهارسر رانی بین دو گروه VT وNon-VT



نمودار ۳- میانگین تغییرات زاویه فلکشن مفصل زانو بین دو گروه VT وNon-VT

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2024-04-25]



نمودار ٤- میانگین تغییرات سطح ادراک درد عضلانی بین دو گروه VT وNon-VT

بحث

نتایج این بررسی نشان می‌دهد که انجام فعالیت عضلانی استریک باعث ایجاد آسیب عضلانی و بروز کوفتگی عضلانی تأخیری می‌گردد. در این مطالعه، جهت تخفیف آسیب عضلانی و تا حدی پیشگیری از کوفتگی عضلانی از تمرین ارتعاش قبل از آغاز فعالیت عضلانی استریک استفاده شد که با توجه به نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها این شیوه، تأثیری مثبت بر کاهش آسیب عضلانی داشته و می‌تواند از بروز عوارض کوفتگی عضلانی تأخیری بکاهد. در مبحث قبل عنوان شد که تمرین استریک به کار رفته در این پژوهش سبب شد تا تمامی آزمودنی‌ها در هر دو گروه دچار کوفتگی عضلانی تأخیری شوند، اما در میزان کوفتگی ایجاد شده بین دو گروه تفاوت معنادار وجود داشت که ناشی از کاربرد تمرین ارتعاش در گروه VT می باشد. این یافته با نتایجی که بختیاری و همکاران ، Broadbent و همکاران بدست آورده‌اند، همخوانی دارد(۳۵،۳۶). سطح ادراک درد عضلانی در بین سه تحقیق مشترک بودند، که با مقایسه‌های صورت گرفته، نتایج کلی با هم مطابقت دارند. همچنین مطالعات Bosco و همکاران با عنوان اثر اعمال ارتعاش روی کل بدن بر پاسخ مکانیکی عضلات اسکلتی انسان، تأثیر مثبت ارتعاش را بر میزان متوسط سرعت، متوسط نیرو و متوسط توان در حرکت پرس پا نشان داد،که به موازات یافته‌های این تحقیق می‌باشد. بررسی‌ها نشان می‌دهد که این تأثیر افزایشی می‌تواند به سبب عوامل عصبی باشد. همچنین Bosco و همکاران در تحلیلی دیگر، افزایش در توان خروجی مکانیکی در عضلات اکستنسور زانو و بهبود کفایت عصبی- عضلانی را در حرکت پرس پا بعد از اعمال ارتعاش اعلام نمود که با نتایج تحقیق حاضر همخوانی دارد(۲۸،۲۹). Oshiyama و همکاران و همچنین Kouzaki و همکاران، در تحقیقات خود عنوان داشتند که اعمال ارتعاش اثر معکوسی بر میزان قدرت عضلانی دارد و سبب افت حداکثر نیروی تولیدی می‌گردد(۳۰،۳۲) که با مطالعات Bosco و تحقیق حاضر متناقض می‌باشد. از آنجایی که Oshiyama و همکاران و همچنین Kouzaki و همکاران، ارتعاش طولانی مدت- ۳۰ دقیقه- و Bosco ارتعاش کوتاه مدت- ۱۰ مرتبه، هر بار ۶ ثانیه که در کل یک دقیقه می‌شود را اعمال کرده بودند، این تناقض می‌تواند حاصل از تفاوت در مدت زمان اعمال ارتعاش باشد. Griffin و همکاران در تحقیق خود به بررسی اثر ارتعاش عضلانی بر حفظ سرعت شلیک واحدهای حرکتی طی خستگی ناشی از انقباض در انسان پرداختند و نتیجه گرفتند که سرعت شلیک واحدهای حرکتی در انقباض ایزومتریک، با فعالیت تناوبی دوکهای عضلانی حفظ می‌شود و دستکاری سرعت تخلیه واحدهای حرکتی با بکار بردن ارتعاش تأثیری بر خستگی عضلانی ندارد(۳۱). اما Mottram و همکاران، تأثیر اعمال ارتعاش طولانی مدت را بر زمان رسیدن به خستگی مورد بررسی قرار دادند و نتیجه گرفتند که اعمال ارتعاش زمان رسیدن به خستگی را کاهش می‌دهد(۳۳)،که این یافته به موازات نتایج Oshiyama و همکاران و همچنین Kouzaki و همکاران است آن هم به سبب اینکه مدت زمان اعمال ارتعاش دراین مطالعات یکسان بوده است. اما با بیان Griffin و همکاران که عنوان کرده بود ارتعاش تأثیری بر خستگی عضلانی ندارد، منطبق نیست و می‌تواند به این خاطر باشد که Mottram و همکاران زمان رسیدن به خستگی را در طی انقباض ایزومتریک "حداکثر" بررسی نمودند و Griffin و همکاران این روند را طی یک انقباض ایزومتریک "زیر بیشینه" مورد مطالعه قرار دادند. Shinohara و همکاران اعمال ارتعاش طولانی مدت را بر افزایش سرعت تخلیه‌ی واحدهای حرکتی و افزایش نوسانات نیروی انقباض مؤثر اعلام کردند(۳۴). کسب نتایج معکوس با Oshiyama و همکاران

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2024-04-25]

و Kouzaki و همکاران احتمالاً بخاطر تفاوت در شدت انقباض دریافتی از عضله می‌باشد زیرا Shinohara و همکاران از یک انقباض ایزومتریک "زیر بیشینه" و Oshiyama و همکاران و Kouzaki و همکاران از یک انقباض ایزومتریک "بیشینه" جهت بررسی تأثیر اعمال ارتعاش استفاده کرده بودند(۳۲،۳۰). به دنبال غلبه خستگی عضلانی، تحمل فیبرهای فعال و تمایل تولید نیرو به واحدهای حرکتی خسته مجاورکاهش می‌یابد و فیبرها به دنبال تحمل این فشار نامأنوس، دچار آسیب از نوع استرین‌های جزئی که بیشتر در خطوط Z رخ می‌دهد، می‌شوند. این عوامل به صورت مرکزی عمل می‌کنند و فعالیت عصبی حرکتی را کاهش می‌دهند. بنابراین، توانایی عضله اسکلتی با تولید نیرو و با تغییر در کل دستگاه عصبی- عضلانی تحت تأثیر قرار می‌گیرد. خستگی مرکزی با کاهش تحریک نورون‌های حرکتی ارتباط دارد(۱۹). طبق یافته‌های بختیاری، Bosco، Oshiyama، Mottram، Kouzaki و Shinohara ، اعمال ارتعاش بر عملکرد عصبی- عضلانی تأثیرگذار بوده و بسته به فرکانس ارتعاش، شدت انقباض ارادی و مدت زمان اعمال آن، نتایج متنوعی حاصل می‌شود. در این خصوص که ارتعاش چگونه می‌تواند بر میزان قدرت عضلانی، زمان رسیدن به خستگی، ممانعت از ایجاد آسیب اثرگذار باشد، نظریه‌هایی نیز ارائه شده که در ادامه بیان می‌شود. از نظر Bosco و همکاران این روند می‌تواند به خاطر افزایش هماهنگی در فعالیت واحدهای حرکتی و یا بهبود هماهنگی عضلات همکار و افزایش مهار عضلات مخالف باشد. ارتعاش از طریق اثرگذاری بر سیستم عصبی و مکانیسم‌های فیدبک حس عمقی، منجر به بهبود عملکرد عصبی- عضلانی می‌گردد(۲۸،۲۹،۳۷). Oshiyama و همکاران نیز طبق یافته‌های خود، عنوان می‌دارند که، فعالیت آورانهای Ia، که با بسیج واحدهای حرکتی با آستانه تحریکی بالاتر سبب قویتر شدن انقباض می‌شوند، لازمه‌ی افزایش نیرو طی حداکثر انقباض ارادی می‌باشند که بوسیله اعمال ارتعاش تحت تأثیر قرار می‌گیرد(۳۰). Mottram و همکاران بیان می‌کنند، اعمال ارتعاش، در افزایش محرک‌های محیطی که به استخر عصبی- حرکتی می روند و نقش بارزی در حفظ یک انقباض طی فعالیتهای عضلانی ارادی دارند مؤثر است(۳۳). همچنین یافته‌های این پژوهشگران با اثر ترپ(Treep Affect)، که بیان می‌کند، هر زمان یک سری تحریک‌های با فرکانسی حداکثر، اندکی در زیر فرکانس کزازی کننده، به عضله اسکلتی داده شوند، در ابتدا تنش تولید شده در هر انقباض به تدریج افزایش می‌یابد تا اینکه بعد از چندین انقباض به یک تنش یکنواخت در هر انقباض می‌رسد(۳۸)، همخوانی دارد. همانگونه که ذکر شد، پژوهشگرانی مثل Bosco و همکاران، Oshiyama و همکاران این تأثیر افزایشی را به سبب فاکتورهای عصبی- عضلانی می‌دانند در حالی که در مورد اثر ترپ اعتقاد بر این است که بروز آن ناشی از ازدیاد یون‌های کلسیم در سیتوزول است که با هر پتانسیل عمل از شبکه سارکوپلاسمیک آزاد شده و بلافاصله باز پس گرفته نمی‌شوند. اما، علی رغم عدم وضوح تمامی علل محتمل در مورد اثر ارتعاش، لیکن اعمال آن بصورت ویژه با رعایت یکسری عوامل (مدت زمان، فرکانس) می‌تواند تداوم تولید نیرو را در طی انقباض بیشینه در حین تمرین درمانی بیماران و یا توانبخشی ورزشی، افزایش داده، در نتیجه خستگی و به دنبال آن آسیب فیبر عضلانی را تخفیف دهد و از کوفتگی عضلانی تأخیری بکاهد. با توجه به اینکه علل اصلی و چگونگی اثر ارتعاش بر عملکرد عصبی- عضلانی روشن نیست و همچنین نامشخص بودن مدت پایداری اثرات آن، تحقیقات بیشتری در این زمینه لازم می‌باشد.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2024-04-25]

منابع

۱- اکبری، محمد. ***فیزیوتراپی در بیماری های روماتیسمی و پوستی***، تهران، انتشارات اندیشمند، ۱۳۸۵: ۳۴-۳۵.

۲- کندال فلورانس پترسون ، کندال مک کریری الیزابت، پروانس پاتریشیا جیس. ***بررسی و ارزیابی عملکرد عضلات***. ترجمه علیرضا سرمدی، بهاره حاج قنبری، ویراستار فرشته تقوی. تهران، انتشارات سرمدی، ۱۳۸۲: ۱۵-۹۵.

۳- لو جان. ***اصول کاربرد جریان های الکتریکی تحریکی***. ترجمه امیر هوشنگ بختیاری. تهران، انتشارات بختیاری، ۱۳۸۱. ج ۱: ۶۳-۱۶۴.

٤- لو جان. ***اصول کاربرد جریان های الکتریکی تحریکی***. ترجمه امیر هوشنگ بختیاری. تهران، انتشارات بختیاری، ۱۳۸۱. ج ۲: ۹۵-۱۶۲.

5- Kemertzis MA, Lythgo ND, Morgan DL, Galea MP. ***Ankle Flexors Produce Peak Torque at Longer Muscle Lengths after Whole-Body Vibration.*** Med Sci Sports Exerc 2008: 1236-44.

6- Nakajima T, Izumizaki M, Sekihara C, Atsumi T, Homma I. ***Combined Effects of Preceding Muscle Vibration and Contraction on the Tonic Vibration reflex.*** Exp Brain Res 2009 Jan; 192(2):211-9.

7- Casale R, Ring H, Rainoldi A. ***High Frequency Vibration Stimulation Centrally Reduces Myoelectrical Manifestation of Fatigue in Healthy Subjects.*** J Electromyogr Kinesiol 2009 Oct; 19(5): 998-1004.

8- Silva HR, Couto BP, Szmuchrowski LA. ***Effect of Mechanical Vibration Applied in the Opposite Direction of Muscle Shortening on Maximal Isometric Strength.*** J Strength Cond Res 2008; 22(4): 1031-6.

9- Gojanovic B, Germion G, Waebr B. ***[Whole-Body Vibration Training: Fact or Fiction?]***. Rev Med Suisse 2008; 49(166): 1712-6.

10- Rietschel E, Van Koningsbruggen S, Fricke O, Semler O, Schoenau E. ***Whole Body Vibration: a New Therapeutic Approach to Improve Muscle Fanction in Cystic Fibrosis.*** Int J Rehabil Res 2008; 31(3):253-6.

11- Marconi B, Filippi GM, Koch G, Pecchioli, Salerno S, Don R, et al. ***Long-Term Effects on Motor Cortical Excitability Induced by Repeated Muscle Vibration During Contraction in healthy subjects***. J Neurol Sci 2008:822-39.

12- Mileva KN, Bowtell JL, Kossev AR. ***Effects of Low Frequency Whol Body Vibration on Motor Evoked Potentials in Healthy Men.*** Exp Physiol 2008: 1616-50.

13- De Nunzio AM, Nardone A, PiccoD, Nilsson J, Schieppati M***. Alternate Trains of Postural Muscle Vibration Promote Cyclic Body Displacement in Standing Parkinsonian Patients***. Mov Disord 2008: 1452-78

14- Bazrgari B, Shirazi-Adl A, Kasra M. ***Seated Whol Body Vibration With High-Magnitude Accelerations-Relative Roles of Inertia and Muscle Forces***. J Biomech 2008; 28,41(12): 2639-46.

15- Melnyk M, Kofler B, Faist M, Hodapp M, Gollhofer A***. Effect of a Whol-Body Vibration Session on Knee Stability.*** Int J Sports Med 2008; 29(10): 839-44.

16- Fox Edward L, Bowers Richard W, Foss Merle L. ***The physiological Basis of Physical Education and Athletics***. W, B, Suanders Company 1981: 172-5.

۱۷- جک اچ ویلمور و دیوید ال کاستیل. ***فیزیولوژی ورزشی و فعالیت بدنی***. ترجمه ضیاء معینی، فرهاد رحمانی نیا، حمید رجبی، حمیدآقاعلی نژاد، فاطمه سلامی. تهران، انتشارات مبتکران، ۱۳۸۲. ج ۱. صص ۳۷-۱۱۴.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2024-04-25]

18- Takekura H, Fujinami N, Nishizawa T, Ogasawara H, Kasuga N. ***Eccentric exercise-induced morphological changes in the membrane systems involved in excition-contraction coupling in rat skeletal muscle.*** J Physiol 2001; 533:571-83.

۱۹- فرانک، جی. سرنی و هارولد، دبلیو. بورتون. ***فیزیولوژی ورزش ویژه مراقبان بهداشت***. ترجمه عباسعلیگائینی، احمدآزاد. زنجان، انتشارات دانشگاه زنجان، ۱۳۸۵. صص ۲۲۲-۲۵۴.

20- Rodenburg JBD, Steenbeck P, Bar PR. ***Warm-up, stretching and massage diminish harmful effects of eccentric exercise.*** Int J Sports Med 1994;15: 41-49.

21- Weber MD, Servedio FJ, Woodal WK. ***The effects of three modalities on delayed onset muscle soreness.*** J Orthop Sports phys 1994; 20(5): 236-42.

22- Lund HP, vestergaard-Poulsen IL,Serjsen P. ***The effect of passive stretching on DOMS and other detrimental effects following eccentric exercise.*** Scand J Med Sci Sports 1998; 8:216-21.

23- Sayers SP, Clarkson PM, Lee J. ***Activity and immobilization after eccentric exercise; I***. Recovery of muscle function Med Sci Sport Exerc 2000; 32(9):1587-92.

24- Craig JA, Bradley J, Walsh DM, Baxter GD, Allen JM. ***Delayed onset muscle soreness: lack of effect of therapeutic ultrasound in humans.*** Arch Phys Med Rehabil 1999; 80(3):318-23.

25- Hertel J. ***The role of nonsteroidal anti-inflammatory drugs in the treatment of acute soft tissue injuries***. J Athletic Train 1997; 2: 350-57.

26- Mottram CJ, Maluf KS, Stephenson JL, Anderson MK, Enoka RM. ***Prolonged Vibration of the Biceps Brachii Tendon Reduces Time to Failure When Maintaining Arm Position With a Submaximal Load***. J Neurophysiol 2006; 95(2): 1185-93.

27- Chleboun GS, Howell JN, Baker HL, Ballard TN, Graham JL, Hallman HL, et al. ***Intermittent pneumatic compression effect on eccentric exercise-induced swelling, stiffness and strength loss***. Arch Phys Med Rehabil 1995; 79(8): 744-9.

28- Bosco C, Iacovelli M, Tsarpela O, Cardinal M, Bonifazi M, Tihanyi J, et al. ***Hormonal responses to whole-body vibration in men.*** Eur J Appl Physiol 2000; 81(6): 449-54.

29- Bosco C, Colli R, Introini E, Cardinale M, Tsarpela O, Madella A, et al. ***Aadaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure.*** Clin Physiol 1999; 19(2):183-7.

30- Ushiyama J, Masani K, Kouzaki M, Kanehisa H, Fukunaga T. ***SubDifference in aftereffects following prolonged Achilles tendon vibratioon muscle activity during maximal voluntary contraction among plantar flexor synergists.*** J Appl Physiol 2005; 98: 1427-33.

31- Griffin L, Garland SJ, Ivanova T, Gossen ER. ***Muscle vibration sustains motor unit firing rate during submaximal isometric fatigue in humans***. J Physiol 2001; 535: 929-36.

32- Kouzaki M, Shinohara M, Fukunaga T. ***Decrease in maximal voluntary contraction by tonic vibration applied to a single synergist muscle in humans.*** J Appl Physiol 2000; 89: 1420-4.

33- Mottram CJ, Maluf KS, Stephenson JL, Anderson MK, Enoka RM. ***Prolonged Vibration of the Biceps Brachii Tendon Reduces Time to Failure When Maintaining Arm Position With a Submaximal Load***. J Neurophysiol 2006; 95(2): 1185-93.

34- Shinohara M, Moritz CT, Pascoe MA, Enoka RM. ***Prolonged muscle vibration increases stretch***

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2024-04-25]

reflex amplitude, motor unit discharge rate, and force fluctuations in a hand muscle J Appl Physiol 2005;99(5):1835-42.

35- Bakhtiary AH, Safavi-Farokhi Z, Aminian-Far A, Soltani AR. ***Influence of vibration on delayed onset of muscle soreness following eccentric exercise***. J Sports Med 2007; 41(3): 145-8.

36- Broadbent S, Rousseau JJ, Thorp RM, Choate SL, Jackson FS, Rowlands DS. ***Vibration Therapy Reduces Plasma IL-6 and muscle Soreness After Downhill Running.*** Br J Sport Med 2008; 154-82.

37- Mchugh MP, Connolly J, Eston RG, Gleim GW. ***Exercise-induced muscle damage and potential mechanisms for the repeated bout effect.*** Sport Med 1999; 27: 158-70.

۳۸- گانونگ ویلیام اف. ***کلیات فیزیولوژی پزشکی***. ترجمه فرخ شادان، فاطمه معتمدی. تهران، انتشارات چهر، ۱۳۸۰. صص ۳۳۶-۳۶۵.

[Downloaded from jssu.ssu.ac.ir on 2024-04-25]