

مطالعات کاربردی تندرستی در فیزیولوژی ورزش

سال پنجم، شماره اول؛

بهار و تابستان ۱۳۹۷

صفحات ۲۸-۳۶

Original Article

Open Access

اثر هشت هفته تمرین مقاومتی یک طرفه بر قدرت، زمان واماندگی و هم انقباضی سینرژیک در عضلات فکسور آرنج اندام تمرین کرده و تمرین نکرده

طاہر افشارنژاد^{۱*}، علیرضا امانی^۲، مسعود خرسندی^۳، سامره صفرزاده^۴

تاریخ پذیرش: ۹۸/۰۲/۱۲

تاریخ دریافت: ۹۷/۱۱/۰۷



با اسکن QR فوق می‌توانید جزئیات مقاله حاضر را در سایت www.jahssp.azaruniv.ac.ir/ مشاهده کنید

چکیده

تأثیر تمرینات یک طرفه بر استقامت عضلانی و مکانیسم اثرگذاری آن بطور کامل شناخته نشده است. هدف پژوهش حاضر تعیین تأثیر هشت هفته تمرین مقاومتی یک طرفه بر قدرت، زمان واماندگی، خستگی عصبی-عضلانی و هم انقباضی سینرژیک در عضو تمرین کرده و تمرین نکرده طرف مقابل بود. ۲۰ دختر دانشجوی سالم بطور تصادفی در دو گروه کنترل و تجربی قرار گرفتند. آزمودنیهای گروه تجربی تمرین مقاومتی را روی فلکسورهای آرنج دست غیربرتر سه روز در هفته و به مدت هشت هفته انجام دادند. سیگنال الکترومیوگرافی سطحی از عضلات فلکسور آرنج دست تمرین کرده و قرینه در طول حداکثر انقباض ارادی و انقباض زیربیشینه ثبت شده و براساس مقادیر ریشه دوم میانگین (RMS) و میانگین توان فرکانس (MPF) و انتگرال الکترومیوگرافی (IEMG) در پیش آزمون و پس آزمون محاسبه گردید. نتایج نشان دهنده افزایش معنی داری در حداکثر انقباض ارادی و زمان واماندگی در طول مهارت ایزومتریک زیربیشینه در عضو تمرین کرده و قرینه بود. تفاوت معنی داری بین دو گروه در مقادیر RMS و MPF عضله دوسربازویی عضو تمرین کرده و بدون تمرین وجود داشت که درمورد عضله بازویی قدامی و سه سربازویی در عضو تمرین نکرده وجود نداشت. همچنین بعد از تمرین مقاومتی تفاوت معنی داری در نسبت IEMG عضلات درگیر بین بلوکهای انقباض زیربیشینه هم در عضو تمرین کرده و هم قرینه وجود دارد که تمایل به تناوب را در فعالیت عضلات سینرژیک نشان می‌دهد. بخشی از اثرگذاری تمرین مقاومتی یک طرفه بر زمان واماندگی بواسطه بهبود مکانیسم الگوی تناوبی فعالیت سینرژیک توجیه می‌شود.

واژه‌های کلیدی: استقامت عضلانی، اثر انتقال متقاطع، تمرین یک طرفه، الگوی سینرژیک.

۱. استادیار فیزیولوژی ورزشی - گروه فیزیولوژی ورزش، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه شمال.
 نویسنده مسئول: Email: afsharnezhad@gmail.com

۲- استادیار فیزیولوژی ورزشی - گروه فیزیولوژی ورزش، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه شمال

۳- عضو هیئت علمی - گروه علوم ورزشی، دانشگاه هرمزگان

۴- کارشناس ارشد فیزیولوژی ورزشی دانشگاه شمال، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شمال

نحوه ارجاع: افشارنژاد طاہر، امانی علیرضا، خرسندی مسعود، صفرزاده سامره. اثر هشت هفته تمرین مقاومتی یک طرفه بر قدرت، زمان واماندگی و هم انقباضی سینرژیک در عضلات فکسور آرنج اندام تمرین کرده و تمرین نکرده. مطالعات کاربردی تندرستی در فیزیولوژی ورزش ۱۳۹۷؛ (۱)۵: ۲۸-۳۶.

The Effects OF Eight-Weeks Unilateral Resistance Training on Strength, Time to Task Failure and Synergist Co-Activation of Elbow Flexor Muscles in Trained and Untrained Limbs

Taher Afsharnezhad^{*1}, Alireza Amani², Masoud Khorsandi³, Samereh Safarzadeh⁴

Received 27 January 2019; Accepted 2 May 2019

Abstract

The effect of cross training to improve endurance and its mechanism is not fully understood. The purpose of this study was to determine the effects of 8-weeks unilateral resistance training on strength, time to task failure, neuromuscular fatigue and synergist muscles co-activation in trained and contralateral untrained limbs. 20 healthy female students were randomly assigned to either a training or a control group. The experimental group performed unilateral resistance training on non-dominant elbow flexors, 3 days per week for 8 weeks. The surface electromyography signal that was recorded from elbow flexor muscles during submaximal and maximal voluntary contraction(MVC) of both trained and untrained limb, were computed as Root Mean Square(RMS), mean power frequency(MPF) and integrated electromyography (IEMG) data in pre and post test. The result indicated a significant increase in elbow flexor MVC and time to failure in submaximal isometric task in trained and contralateral untrained limb. There was a significant difference between groups in RMS and MPF of biceps brachii in trained and untrained limb. However, this differences were not significant for brachialis and triceps in contralateral limbs. Also, after resistance training, there is a significant difference in the IEMG ratio of the muscles among blocks of submaximal contraction in trained and untrained limb, indicating a tendency to alternation in synergistic muscles activity. Cross transfer effect of unilateral resistance training on time to task failure might be explained, at least partly by the mechanism of synergistic alternate activity pattern.

Keywords: Muscle Endurance, Cross-Transfer Effect, Unilateral Training, synergistic pattern



Scan this QR code to see the accompanying video, or visit jahssp.azaruniv.ac.ir

1- Assistant Professor of Exercise - Physiology, Department of Exercise Physiology, Faculty of Sport Science, Shomal University, Amol, Iran.
Corresponding Author:
afsharnezhad@gmail.com

2- Assistant Professor of Exercise Physiology, Department of Exercise Physiology, Faculty of Sport Science, Shomal University, Amol, Iran

3- Faculty member of Sport Science, Health & Sport Science Department, Human Science Faculty, University of Hormozgan, BandarAbbas, Iran

4- MSc in Applied Exercise Physiology, Shomal University, Department of Exercise Physiology, Faculty of Sport Science, Shomal University, Amol, Iran

Cite as: Afsharnezhad Taher, Amani Alireza, Khorsandi Masoud, Safarzadeh Samereh. The effects of 8-weeks unilateral resistance training on strength, time to task failure, and synergist co-activation of elbow flexor Muscles in trained and untrained limbs. *Journal of Applied Health Studies in Sport Physiology*. 2018; 5(1): 28-36.

مقدمه

یکی از وضعیت هایی که موجب افت عملکرد جسمانی شده و در تقابل با تعریف استقامت قرار دارد، خستگی عضلانی است که به معنی ناتوانی در حفظ نیروی مورد نیاز و یا مورد انتظار می باشد (۱). علت خستگی ممکن است مرکزی (به دلیل اختلال در انگیزه یا واماندگی در تحریک نرون های حرکتی) یا محیطی (بواسطه اختلال در عصب محیطی، تقاطع عصبی-عضلانی و عناصر انقباضی) باشد (۲). با ادامه فعالیت زیربیشینه هنگام خستگی عضلات سعی می کنند با فراخوانی واحدهای حرکتی بیشتر، یا تعویض و جایگزینی بخش های مختلف یک عضله یا چند عضله بجای یکدیگر واماندگی را به تعویق اندازند (۲). شواهد حاکی از این است که تکرار انقباضات زیر بیشینه علاوه بر خستگی موجب آسیب ناشی از تکرار خواهد شد، که استراتژی های کنترل عصبی-عضلانی مذکور می توانند تاحدی از وقوع آن جلوگیری کنند (۳). این استراتژی ها ممکن است عمومی (جایگزینی عضلانی و هم انقباضی عضلات) یا موضعی (تعویض واحدهای حرکتی) باشند. یکی از استراتژی های موضعی مهم در این رابطه هم انقباضی سینرژیک می باشد (۲)، که به معنی بکارگیری هماهنگ گروههای عضلانی توسط سیستم عصبی مرکزی برای ساده سازی حرکات و به تعویق انداختن خستگی است (۴). این مکانیسم می تواند با ایجاد تناوب در فعالیت اعضای یک گروه عضلانی همکار بطور موثر از خستگی و ایجاد آسیب آنها طی یک فعالیت ممتد و تکراری جلوگیری کند. تمرینات مقاومتی می توانند موجب افزایش عملکرد قدرتی و حجم عضلانی و کاهش خستگی پذیری عضله از طریق سازگاری های عصبی-عضلانی در درجه اول و سپس تغییرات ساختاری و مورفولوژیکی عضله شوند (۵). افزایش ۱۰ تا ۱۵ درصدی قدرت طی انجام تمرینات مقاومتی ناشی از تغییرات در ساختار عضلانی است که در طولانی مدت منجر به افزایش سطح مقطع عضلانی (هایپرتروفی) می گردد (۶). ولی بخش اعظم افزایش قدرت در دو هفته اول تمرین مقاومتی ناشی از عوامل عصبی و سازگاری سیستم عصبی حرکتی است (۷). سازگاری های عصبی اصلی متعاقب تمرین های مقاومتی در دو سطح فوق نخاعی که شامل تغییرات در تحریک پذیری و مهار قشر نخاعی و سطح نخاعی که شامل تغییر در نرون های حرکتی و مهار بین نرونی است، رخ می دهد (۸). این سازگاری های عصبی-عضلانی شامل افزایش نرخ شلیک واحدهای حرکتی، افزایش فعالیت همزمان واحدهای حرکتی و در نهایت کاهش هم انقباضی عضله مخالف است. شواهد بسیاری نشان می دهند که استقامت قابلیتی تمرین پذیر است و می توان با تمرینات مقاومتی موجب افزایش زمان واماندگی و مقاومت به خستگی شد (۱). با این وجود تحقیقاتی که تغییرات استقامت و زمان واماندگی را بدنبال برنامه تمرین مقاومتی بررسی کنند، اندک هستند. وقتی انقباض عضلانی یا نیروی کمی برای طولانی مدت تحمل شود، عضلات سینرژیک به تنهایی و به طور مداوم فعال نخواهند بود بلکه دوره های متناوب فعالیت-خاموشی را تجربه می کنند. از این رو جهت بهینه سازی استقامت، آگاهی از چگونگی ایجاد استقامت عضلانی مانند مکانیسم فعالیت متناوب عضلات سینرژیک از اهمیت پژوهشی بالایی برخوردار است.

از طرف دیگر تمرینات مقاومتی چنان محرک قوی برای سازگاری عصبی-عضلانی است که در صورتیکه تنها در اندام های طرفی یک سمت از بدن اجرا شود، برخلاف انتظار اصل اختصاصی بودن تمرین، سازگاری ناشی از آن تنها به عضله تمرین کرده محدود نمی شود، بلکه عضله تمرین نکرده همولوگ طرف مقابل را هم تحت تاثیر قرار می دهد که از این پدیده بعنوان انتقال متقابل یاد می شود (۹). تحقیقات نشان دادند که تمرین عضلات یک عضو با افزایش قدرت عضلات قرینه بدون فعالیت همراه شده است. هنگامی که عضلات بازوی یک

طرف بدن تحت تمرین مقاومتی قرار گرفتند، بخشی از تاثیر تمرین به عضلات بازو طرف دیگر منتقل شد (۱۰). براین اساس می توان انتظار داشت که استقامت عضلانی و مقاومت نسبت به خستگی نیز طی تمرینات یک طرفه بهبود یابد؛ اما در مورد عضو تمرین نکرده می توان گفت مکانیسم های فوق نخاعی توسعه هماهنگی از طریق یادگیری و تعدیل اعصاب حسی به عنوان عامل احتمالی جهت ایجاد اثرات انتقال متقاطع بر استقامت قابل پیش بینی است (۱۱). از سوی دیگر ممکن است هنگام تمرین های مقاومتی یکطرفه عضو تمرین نکرده برای کمک به ثابت نگه داشتن دچار انقباض می شوند و در نتیجه دیگر یک عضو بدون فعالیت در تمرینات یکطرفه به حساب نمی آید (۷). اگرچه در گزارش تحقیقات فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مخالف فقط ۱۵٪ از میزان ثبت شده در طول حداکثر انقباض ارادی را به خود اختصاص داده است (۱۲). هرچند مکانیسم های انتقال متقاطع در مورد قدرت پس از تمرینات مقاومتی یک طرفه تاحدی شناخته شده است، اما سازگاری های حاصل از تمرینات قدرتی یک طرفه بر استقامت عضلانی و تغییرات عصبی-عضلانی همراه آن کاملا مبهم و ناشناخته می باشد. شاید همان مکانیسم های درگیر در افزایش قدرت مانند کاهش هم انقباضی عضله مخالف و یا تغییر استراتژی تناوب در فعالیت عضلات سینرژیک عامل افزایش میزان استقامت پیش بینی شده باشند. با توجه به اینکه تمرینات مقاومتی یک طرفه اثرات چشمگیری بر دستگاه عصبی عضلانی دارد، برای جلوگیری از کاهش نیرو، دامنه حرکتی و آنروپی عضلات، در ورزشکارانی که یک عضو آنها به دلایلی (مانند شکستگی، دررفتگی و فلج ناشی از سکته) معمولاً ثابت می ماند، برای حفظ توانایی های عملکردی آنها در برنامه های بازتوانی از شیوه تمرینات یک طرفه استفاده می شود. از آنجایی که اطلاعات کمی پیرامون جایگزینی اعضای یک گروه عضلانی به دنبال تمرینات مقاومتی زیر بیشینه یک طرفه در عضو تمرین نکرده وجود دارد، در این تحقیق تاثیر تمرین مقاومتی بر فعالیت متناوب عضلات دوسربازویی، بازویی قدامی و سه سربازویی در طول تحمل انقباض ایزومتریک زیربیشینه در دختران غیر ورزشکار مورد بررسی گرفت. از این رو هدف اصلی تحقیق حاضر بررسی امکان ایجاد استقامت عضلانی در عضو قرینه طرف مقابل به دنبال تمرینات مقاومتی یک طرفه و مکانیسم عصبی-عضلانی احتمالی این بهبودی بود.

روش بررسی

این پژوهش از نوع نیمه تجربی و کاربردی می باشد. بعد از تکمیل پرسشنامه اطلاعات پزشکی، فعالیت بدنی و فرم رضایتمانه، ۲۰ دختر دانشجوی سالم غیر ورزشکار در محدوده سنی ۲۰ تا ۲۵ سال که در یک سال گذشته هیچگونه تمرین مقاومتی نداشتند داوطلبانه و به صورت نمونه در دسترس برای شرکت در پژوهش انتخاب شدند و به صورت تصادفی در ۲ گروه کنترل (۱۰ نفر) و آزمایش (۱۰ نفر) قرار گرفتند. کلیه آزمودنی ها قبل از شرکت در تحقیق از مراحل مختلف کار مطلع شده و فرم رضایتمانه شرکت در آزمون را امضاء کردند و مختار بودند که در هر مرحله از تحقیق که خواستند، انصراف دهند.

جدول ۱. مشخصات بدنی آزمودنی ها

گروه	تعداد	میانگین±انحراف استاندارد (M ± SD)		
		سن (سال)	قد (سانتی متر)	وزن (کیلوگرم)
کنترل	۱۰	۲۰/۴±۱/۷۱	۱۶۳/۵±۴/۶۶	۵۵/۸±۵/۷۸
تمرین	۱۰	۲۱/۰±۱/۸۹	۱۶۵/۵±۷/۱۵	۵۸/۹±۱۰/۹۶

برای شروع کار از آزمودنی ها درخواست شد جهت اندازه گیری های اولیه از جمله قد، وزن و یک تکرار بیشینه^۱ در آزمایشگاه فیزیولوژی حاضر شوند. ۲۴



قبل از اجرای تست اصلی آزمودنی یک تکرار زیربیشینه را جهت گرم کردن انجام می داد. این آزمون ۳ بار با فاصله استراحت ۱ دقیقه ای تکرار شد. حداکثر مقدار به دست آمده از ۳ تکرار به عنوان قدرت ایستای فکلسورهای آرنج ثبت گردید. این آزمون بطور همزمان با ثبت سیگنال الکترومیوگرافی صورت گرفت (۷).

اندازه گیری زمان واماندگی: بلبلیل مناسب بودن تست انقباض ارادی ایزومتریک جهت ارزیابی خستگی عصبی-عضلانی، از این روش استاتیک استفاده شد. برای این منظور، مدت زمانی را که آزمودنی با استفاده از کابل تنسیومتر می توانست ۵۰٪ از حداکثر انقباض ارادی را تا حد واماندگی نگه دارد توسط کرومومتر و صفحه نمایش دستگاه اندازه گیری شد (۱۵).

اندازه گیری تغییرات عصبی - عضلانی: سیگنال الکترومیوگرافی (EMG⁴) در طول حداکثر انقباض ارادی فلکشن آرنج بوسیله دستگاه هشت کاناله بیومتریکی^۵ (مدل دیتالینک^۶، ساخت انگلستان) ثبت گردید. پیش از انجام تست ابتدا پوست محل نصب الکترودها عاری از مو شده و با الکل ۷۰ درصد تمیز شد. پس از آن پوست با سنباده بسیار نرم جهت کاهش بیومپدانس مجدداً تمیز شد و دوباره از الکل جهت تمیز کردن موضع استفاده گردید. پس از ۵ دقیقه برای ایجاد ثبات در مقاومت پوست الکترودها روی مرکز عضلات دوسر بازویی، عضله بازویی قدامی و عضله سه سر بازویی و الکتروود ارت روی بخش استخوانی دست طبق دستورالعمل تحقیقات نصب شد. برای کاهش نویز سایر دستگاههای برقی از دستگاه اندازه گیری دور نگه داشته شدند و نهایتاً تثبیت کابل ها انجام گرفت. پس از اتصال الکترودها را بر روی عضلات مورد نظر با تست اولیه و حصول اطمینان از اینکه الکترودها بر روی شکم عضله قرار دارد، سیگنال ثبت شد. سیگنال الکترومیوگرافی هنگام اجرای آزمون انقباض ارادی بیشینه (MVC⁷) توسط آزمودنی ها اندازه گیری شد. جهت بررسی میزان فعالیت هر عضله از میانگین الکترومیوگرافی و شاخص بار کار هر عضله با توجه به ریشه دوم میانگین الکترومیوگرافی (RMS) و انتگرال الکترومیوگرافی (IEMG) هر عضله استفاده شد. بدین صورت که داده های خام EMG با استفاده از فیلترهای BAND-PASS ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر و توسط یک پیش تقویت کننده و میدل آنالوگ به دیجیتال به لپ تاپ منتقل شد. داده ها توسط نرم افزار دیتالوگ^۸ (بیومتریکس انگلستان) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. مقادیر RMS برحسب MVC نرمالسازی گردید و میزان فعالیت عضلانی به صورت درصدی از حداکثر انقباض ارادی درآمد (۱۶). همچنین میزان خستگی براساس شاخص میانگین توان فرکانس از سیگنال توسط نرم افزار محاسبه گردید

تحلیل آماری: همه داده ها بر حسب میانگین و انحراف استاندارد توصیف شدند. برای تجزیه تحلیل استنباطی داده ها از آزمون تحیل کوواریانس با درنظر گرفتن مقادیر پیش آزمون به عنوان متغیر کنترل استفاده شد. سطح معنی داری در این تحقیق برابر ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. برای تجزیه و تحلیل داده ها از نرم افزار SPSS نسخه ۲۴ استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل داده های پژوهش پس از بررسی شکل توزیع و نرمال بودن آن با استفاده از آزمون کولموگراف - اسمیرنوف از آزمون تحلیل کوواریانس استفاده شد. برای مقایسه نسبی عضلات دوسر بازویی، بازویی قدامی و سه سر بازویی در طول انقباض زیربیشینه وامانده ساز در عضو تمرین کرده و تمرین نکرده، درصد انتگرال الکترومیوگرافی نسبی (IEMG) در ۶۰ ثانیه انتهایی از انقباض

ساعت بعد، گروه آزمایش و ۴۸ ساعت بعد، گروه کنترل برای ثبت الکترومیوگرافی به آزمایشگاه دانشگاه دعوت شدند و جهت آشنایی آزمودنی ها با پروتکل تمرین نیز تشکیل شد. پس از آن، برنامه تمرین به مدت ۸ هفته آغاز شد. اندازه گیری ها مجدداً در پایان هفته هشتم در شرایط و زمان آزمون های اولیه و با همان ابزار توسط همان پژوهشگران انجام پذیرفت. برای اندازه گیری قد از قد سنج دیواری و برای وزن از ترازوی دیجیتال بیورر^۱ آلمان با دقت ۱۰۰ گرم استفاده شد. پرسشنامه آمادگی برای شروع فعالیت بدنی^۲ به منظور بررسی آمادگی افراد برای شرکت در برنامه تمرین استفاده شد. *برنامه تمرین مقاومتی:* برنامه تمرینی یک طرفه شامل اجرای دو حرکت جلو بازو با دمبل تک با چرخش نشسته و جلو بازو با دمبل تک لاری توسط دست غیربرتر به مدت ۸ هفته و ۳ جلسه تمرین در روزهای غیر متوالی بود. پروتکل های تمرینی بر اساس توصیه های ACSM برای افراد مبتدی طراحی شده بود. اصل اضافه بار براساس سیستم هرمی تکرار برپایه درصد IRM اجرا می شد. آزمودنی حرکات را با ۳ ست و ۶۰ درصد IRM از هفته اول شروع کرده و به ۴ ست با ۷۵ درصد IRM در هفته هشتم می رسیدند. فاصله استراحت بین ۶۰ تا ۹۰ ثانیه منظور شد. در هر جلسه تمرینی ۷ الی ۱۰ دقیقه گرم کردن و ۷ الی ۱۰ دقیقه سرد کردن با حرکات کششی و نرمشی منظور شد. در حین تمرین دست دیگر برای جلوگیری از انقباض ناخواسته با استراحت به بدن بسته می شد (۷).

اندازه گیری یک تکرار بیشینه: قدرت دینامیک بیشینه عضلات فلکسور آرنج آزمودنی ها در حرکت جلو بازو با دمبل برای هر دست بطور جداگانه ارزیابی شد. برای گرم کردن ابتدا شرکت کنندگان ۵ دقیقه گرم کردن را روی دوچرخه ارگومتر انجام دادند و به دنبال آن یک حرکت با ۵۰ درصد بار پیش بینی شده توسط خود آزمودنی را برای گرم کردن و آشنایی با تکنیک اجرا انجام دادند. پس از ۲ دقیقه استراحت شرکت کنندگان یک ست از حرکت را با میزان بار پیش بینی شده همراه حداکثر تکرار انجام دادند. سپس از طریق فرمول (۱) میزان یک تکرار بیشینه تقریبی محاسبه گردید که در آن W به عنوان وزنه و R به عنوان حداکثر تکرار اجرا شده در نظر گرفته می شد (۱۳، ۱۴)

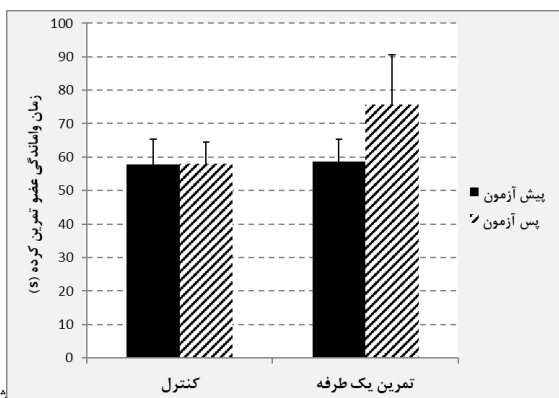
$$1RM = W \div \{1.02787 - (0.0278 \times R)\} \quad (1)$$

پس از ۳ الی ۵ دقیقه استراحت ۹۰ درصد یک تکرار بیشینه تقریبی توسط آزمودنی لیفت شد. در صورتی که آزمودنی موفق به اجرای حرکت بیش از یک بار می شد ۲/۵ تا ۵ درصد وزنه به این وزنه اضافه می شد و پس از استراحت حرکت مجدداً اجرا می شد. این پروتکل تا زمانی که آزمودنی تنها موفق به اجرای یک حرکت صحیح می شد ادامه پیدا می کرد (برای تمام آزمودنی ها بیش از سه بار تکرار نشد). میزان وزنه نهایی به عنوان قدرت دینامیک آزمودنی ها در حرکت جلو بازو با دمبل در نظر گرفته شد.

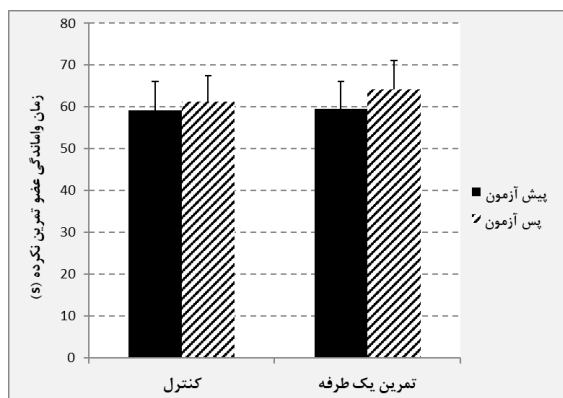
اندازه گیری قدرت ایستا: اندازه گیری قدرت ایستا بوسیله کابل تنسیومتر (سپهان^۳، ساخت کره جنوبی) اندازه گیری شد. آزمودنی روی یک صندلی فلزی در وضعیت ثابت زانو و ران می نشست و دسته کابل تنسیومتر را در دست می گرفت. دسته توسط تزجیر به یک Load cell متصل بود که در طرف دیگر محکم شده بود. با یک فاصله زمانی ۴ الی ۵ ثانیه آزمودنی تا آخرین حد ممکن، دست خود را با زاویه ۱۰۰ درجه بدون ضربه زدن به صورت ایزومتریک به حالت فلکشن منقبض می کرد. میزان نیروی اعمال شده برحسب کیلوگرم ثبت شد. در طول این مدت آزمودنی به وسیله محقق تشویق زبانی دریافت می کرد.

6. Biometrics
6. DataLink
7. Maximum Voluntary Contraction
8 DataLog

1. Beurer
2. Baecke
3. Saehan
4. Electromyography



شکل (۳)، مقایسه زمان واماندگی در عضو تمرین کرده در پیش آزمون و پس آزمون



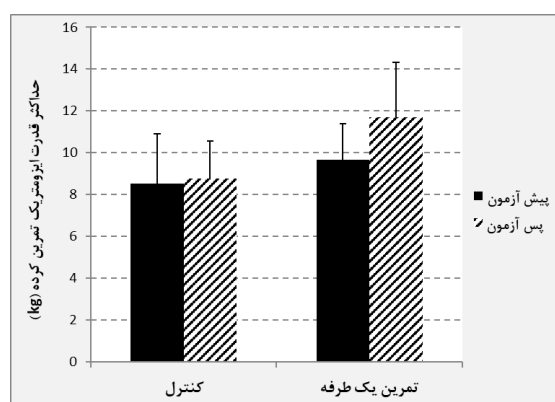
شکل (۴)، مقایسه زمان واماندگی در عضو تمرین نکرده در پیش آزمون و پس آزمون

از طرف دیگر یافته ها نشان داد تفاوت معنی داری بین دو گروه تمرین یکطرفه و کنترل در RMS در عضو تمرین کرده و تمرین نکرده (به ترتیب ۶/۶۶ و $F=۴/۴۳$, $P=۰/۰۱$ و $F=۴/۴۳$, $P=۰/۰۵$) در عضلات دوسر بازویی وجود داشت. ولی این تفاوت در RMS عضلات بازویی قدامی و عضلات سه سر بازویی در عضو تمرین کرده و تمرین نکرده معنی داری نبود ($P>۰/۰۵$). همچنین تفاوت معنی داری بین دو گروه تمرین یکطرفه و کنترل در MPF در عضلات دوسر بازویی در عضو تمرین کرده و تمرین نکرده وجود داشت (به ترتیب ۵/۸۹ و $F=۴/۳۶$, $P=۰/۰۲$ و $F=۵/۵۹$, $P=۰/۰۲۳$). تفاوت معنی داری نیز در MPF عضله بازویی قدامی و سه سر بازویی در عضو تمرین کرده وجود داشت (به ترتیب $F=۴/۳۶$, $P=۰/۰۵$ و $F=۸/۸$, $P=۰/۰۰۹$). تفاوت در MPF عضو تمرین نکرده بین دو گروه معنی دار نبود ($P>۰/۰۵$). میزان درصد IEMG عضله دوسر بازویی و بازویی قدامی تمرین کرده و هم تمرین نکرده در پس آزمون گروه تمرین با وجود کمتر بودن شیب کلی، در ثانیه ۵۰ تا ۶۰ متفاوت از بقیه موارد بوده و شیب افزایشی خود را ادامه داده است. میزان درصد IEMG عضله سه سر بازویی تمرین کرده و تمرین نکرده نیز در پس آزمون گروه تمرین با وجود کمتر بودن شیب کلی، در ثانیه ۵۰ تا ۶۰ اندکی متفاوت از بقیه موارد است.

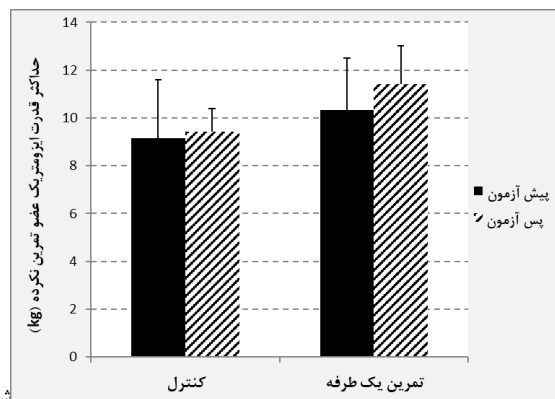
زیربیشینه تا حد خستگی در هر ۱۰ ثانیه از انقباض جداگانه محاسبه شده (عامل زمان) و با در نظر گرفتن مرحله پیش آزمون و پس آزمون (عامل مرحله) بین گروه ها (عامل گروه) توسط تجزیه و تحلیل واریانس سه طرفه مورد آزمون قرار گرفت. علاوه بر این جهت بررسی جانشینی بین عضلات سینرژیک ضریب همبستگی پیرسون بین میزان IEMG عضلات دوسر بازویی، بازویی قدامی و سه سر بازویی محاسبه شد.

نتایج

پس از تعیین طبیعی بودن داده ها در هر دو گروه، نتایج آزمون تحلیل کوواریانس نشان داد تفاوت معنی داری بین دو گروه تمرین یکطرفه و کنترل در حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات فلکسور آرنج، هم در عضو تمرین کرده (وجود $F=۹/۵۹$, $P=۰/۰۰۷$) و هم تمرین نکرده ($F=۴/۹۱$, $P=۰/۰۴۱$) وجود دارد (شکل ۱ و ۲).



شکل (۱)، مقایسه حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات فلکسور آرنج، در عضو تمرین کرده در پیش آزمون و پس آزمون



شکل (۲)، مقایسه حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات فلکسور آرنج، در عضو تمرین نکرده در پیش آزمون و پس آزمون

همچنین تفاوت معنی داری بین دو گروه تمرین یکطرفه و کنترل در زمان واماندگی فلکسورهای آرنج، هم در عضو تمرین کرده ($F=۲۰/۳۷$ ، $P=۰/۰۰۰۱$) و هم تمرین نکرده ($F=۶/۱$ ، $P=۰/۰۲۴$) مشاهده شد (شکل ۳ و ۴).

برای بررسی هم انقباضی بین عضلات همبستگی پیرسون بین بار کار عضلات دوسر بازویی، بازویی قدامی و سه سر بازویی، محاسبه شده در هر ۱۰ ثانیه از انقباض مورد تحلیل قرار گرفت. نتایج ضرایب همبستگی حاکی از کاهش همبستگی بین عضلات در پس آزمون در عضو تمرین کرده می باشد. این تغییرات در عضو تمرین نکرده نیز در عضله دوسر بازویی و بازویی قدامی دیده می شود.

بحث و نتیجه گیری

در بررسی تغییرات قدرت ایزومتریک بیشینه دختران غیرورزشکار، یافته های اصلی پژوهش حاضر نشان داد در حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات فلکسور آرنج، هم در عضو تمرین کرده و هم تمرین نکرده بین دو گروه آزمایش و کنترل تفاوت معنی داری وجود دارد؛ به طوری که قدرت فلکسورهای آرنج در هر دو عضو افزایش یافت (۲۰ درصد عضو تمرین کرده، ۱۰ درصد عضو تمرین نکرده). سازگاری های عصبی مانند افزایش فراخوانی واحدهای حرکتی، بکارگیری واحدهای حرکتی در عضلات موافق (دوسر بازویی، بازویی قدامی)، تحریک واحدهای حرکتی با تواتر بیشتر، مهار خود بخودی و افزایش مهارت و هماهنگی عصبی عضلانی از جمله عوامل دخیل در افزایش قدرت می باشد (۱۷). پژوهش های اخیر در زمینه اثر تمرین های مقاومتی بر روی تغییرات قدرت نشان داده است که حتی ۲ تا ۴ هفته تمرین مقاومتی باعث افزایش قدرت در افراد تمرین نکرده می شود (۱۸، ۱۹). سررا^۱ و همکارانش (۲۰۱۵) در مطالعه خود نشان دادند تمرین مقاومتی پرس سینه و پرس پا موجب افزایش قابل توجه در قدرت این عضلات بعد از ۴ ماه تمرین شده است (۱۸). گسسا^۲ و همکارانش (۲۰۱۳) نیز به بررسی تغییرات قدرت عضله سه سر بازو بعد از ۱۰ هفته تمرین مقاومتی پرداختند و به این نتیجه رسیدند که قدرت عضله سه سر بعد از ۴ هفته تمرین مقاومتی اکستنشن بازو افزایش معنی داری داشته است که این افزایش بعد از آخرین جلسه تمرینی به ۵۷ درصد رسید (۱۹). افزایش مشاهده شده در پژوهش حاضر احتمالاً ناشی از تغییرات نرخ آتشباری واحدهای حرکتی و همزمانی واحدهای حرکتی در عضله عمل کننده اصلی (دوسر بازویی) می باشد. هر چند مقادیر مربوط به عضله سه سر در عضو تمرین کرده معنی دار نیست، اما کاهش قابل ملاحظه ای در هم انقباضی عضلات مخالف رخ داده است که بخشی از افزایش قدرت را توجیه می کند. پژوهشگران بیان می کنند که چندین عامل وجود دارد که می تواند بر هم کنشی عضله مخالف و تأثیر آن بر فعالیت عضله موافق تأثیر داشته باشد. این عوامل شامل گروه عضلانی (سطح مقطع فیزیولوژیکی و بازوی گشتاوری)، سرعت و نوع عمل عضله، شدت حرکت انجام شده، موقعیت مفصل و وضعیت آسیب در آن عضو می باشد (۲۰). کاهش معنی داری که بر اثر تمرین در هم کنشی عضله مخالف در پژوهش حاضر به وجود آمد، ممکن است نیروی مخالف کمتری را در مقابل فعالیت عضله موافق به وجود آورد و سبب افزایش گشتاور تولیدی در آن عضو شود. کاهش هم انقباضی عضله مخالف به هیچ تلاش هوشیارانه ای نیاز ندارد و احتمالاً سازوکارهای موجود در سیستم عصبی مرکزی در این مورد نقش دارند. احتمالاً هم انقباضی با تحریک سلول های رنشو که موجب جلوگیری از عمل نرون های واسطه ای از ارگان های تاندونی گلژی، با (Ib) به کمک تحریک نرون های رابط (Ia) مهارکننده کاهش مستقیم گذرگاه های حرکتی می شود، تسهیل می گردد. کم رنگ شدن هر یک از این گذرگاه ها یا تمامی آنها، هم کنشی عضلات مخالف را کاهش خواهد داد (۲۱).

جدول ۲. ضرایب همبستگی پیرسون بین بار کار عضلات دوسر بازویی (Bi)، بازویی قدامی (Br) و سه سر بازویی (Tr) در طول انقباض زیربیشینه وامانده ساز در عضو تمرین کرده در پیش آزمون و پس آزمون

مرحله	پیش آزمون		پس آزمون		کنترل		تمرین	
	Br	Bi	Br	Bi	Br	Bi	Br	Bi
۱۰-۰ ثانیه	۰/۰۲	*۰/۸۶	۰/۲۱	*۰/۸۶	۰/۴۲	*۰/۷۵	۰/۴۲	*۰/۷۵
۱۰-۲۰ ثانیه	۰/۰۶	*۰/۸۵	۰/۱۵	*۰/۸۵	۰/۳۹	*۰/۷۵	۰/۳۹	*۰/۷۵
۲۰-۳۰ ثانیه	۰/۰۸	*۰/۸۵	۰/۱۵	*۰/۸۵	۰/۴۱	*۰/۷۵	۰/۴۱	*۰/۷۵
۳۰-۴۰ ثانیه	۰/۰۷	*۰/۸۵	۰/۱۷	*۰/۸۵	۰/۳۵	*۰/۷۵	۰/۳۵	*۰/۷۵
۴۰-۵۰ ثانیه	۰/۰۷	*۰/۸۵	۰/۱۷	*۰/۸۵	۰/۳۵	*۰/۷۵	۰/۳۵	*۰/۷۵
۵۰-۶۰ ثانیه	۰/۰۸	*۰/۸۵	۰/۲۱	*۰/۸۵	۰/۴۲	*۰/۷۵	۰/۴۲	*۰/۷۵

* در سطح ۰/۰۵ معنی دار است

آزمون تحلیل واریانس سه طرفه نشان داد تفاوت معنی داری در برهم کنش سه عامل زمان × مرحله × گروه در IEMG نسبی عضلات درگیر در فلکشن آرنج هم در عضو تمرین کرده و هم عضو تمرین نکرده در هر سه عضله وجود دارد (بترتیب برای سه عضله دوسر بازویی، بازویی قدامی و سه سر بازویی $F=۳/۴۵$ ، $P=۰/۰۰۷$ ، $F=۴/۱۲$ ، $P=۰/۰۰۲$ ؛ $F=۳/۲۵$ ، $P=۰/۰۱$ ، $F=۳/۰۳$ ، $P=۰/۰۱۴$ ، $F=۳/۹۳$ ، $P=۰/۰۱۷$ و $F=۳/۲۳$ ، $P=۰/۰۱$ ، $F=۳/۲۳$ ، $P=۰/۰۱۷$ عضو تمرین نکرده).

جدول ۳. ضرایب همبستگی پیرسون بین بار کار عضلات دوسر بازویی (Bi)، بازویی قدامی (Br) و سه سر بازویی (Tr) در طول انقباض زیربیشینه وامانده ساز در عضو تمرین نکرده در پیش آزمون و پس آزمون

مرحله	پیش آزمون		پس آزمون		کنترل		تمرین	
	Br	Bi	Br	Bi	Br	Bi	Br	Bi
۱۰ تا ۲۰ ثانیه	۰/۰۲	*۰/۷۲	۰/۱۰	*۰/۷۲	۰/۲۱	*۰/۷۲	۰/۲۱	*۰/۷۲
۲۰ تا ۳۰ ثانیه	۰/۰۶	*۰/۷۱	۰/۱۵	*۰/۷۱	۰/۳۹	*۰/۷۱	۰/۳۹	*۰/۷۱
۳۰ تا ۴۰ ثانیه	۰/۰۷	*۰/۷۱	۰/۱۷	*۰/۷۱	۰/۳۵	*۰/۷۱	۰/۳۵	*۰/۷۱
۴۰ تا ۵۰ ثانیه	۰/۰۷	*۰/۷۱	۰/۱۷	*۰/۷۱	۰/۳۵	*۰/۷۱	۰/۳۵	*۰/۷۱
۵۰ تا ۶۰ ثانیه	۰/۰۸	*۰/۷۲	۰/۲۱	*۰/۷۲	۰/۴۲	*۰/۷۲	۰/۴۲	*۰/۷۲

* در سطح ۰/۰۵ معنی دار است

سیناپسی تحریکی همان طرف و منجر به افزایش قدرت عضلانی طرف مقابل شود (۲۷).

همچنین یافته های پژوهش حاضر نشان داد که تمرینات با وزنه باعث افزایش زمان واماندگی فلکشن آرنج در عضو تمرین کرده و تمرین نکرده شده است. با بررسی سطوح فرکانس توان میانه (MPF^6) یافته ها حاکی از تغییرات این شاخص مرتبط با خستگی عصبی-عضلانی در عضلات دوسربازویی، بازویی قدامی و سه سر بازویی بود. در حالی که در عضو تمرین نکرده تغییرات MPF تنها در مورد عضله دوسربازویی معنی دار بود. این موضوع نشان می دهد که در عضو تمرین کرده، افزایش در زمان واماندگی علاوه بر عضله عمل کننده اصلی (دوسر بازویی)، ناشی از تغییر در عضله آگونیسست و آنتاگونیست می باشد. در حالی که در عضو تمرین نکرده تغییرات ناشی از افزایش زمان واماندگی تنها به عضله عمل کننده اصلی برمی گردد. فراخوانی واحدهای حرکتی، تعویض یا جایگزینی قسمت های مختلف یک عضله بجای یکدیگر حین انقباض وامانده ساز از مکانیسم های درگیر در خستگی می باشند. فرود سیگنال های قشری بر تحریک پذیری نورون حرکتی نخاعی، در هر دو گروه عضلات تمرین کرده و تمرین نکرده تاثیر می گذارند. این احتمال وجود دارد که در طول انقباضات خسته کننده، نورون های حرکتی عضلات تمرین نکرده همولوگ طرف مقابل به طور فعال توسط درایو قشری هدایت شود. این ممکن است پاسخ از منبع نورون حرکتی را تغییر دهد. شواهد نشان می دهد که اثر خستگی "مقاطع" و یا "غیر موضعی" می تواند برنامه ریزی و اجرای عملکرد حرکتی در گروه های عضلانی همولوگ تمرین نکرده را تعدیل کند. تصور می شود که مکانیسم های واسطه مرکزی به دلیل کاهش در تولید نیروی عضلانی و فعال سازی داوطلبانه در گروه های عضلانی استراحتی تمرین نکرده، به همراه عدم حضور خستگی محیطی در این عضلات عامل اصلی دخیل در پدیده خستگی مقاطع باشند (۲۷). کاهش در تولید نیرو در اندام تمرین کرده در ابتدا با مکانیسمهای خستگی مرتبط است و خستگی مرکزی نقش کمتری در آن دارد. مکانیسم های مرکزی به نظر می رسد تنها در خستگی عضلات تمرین نکرده دخالت داشته باشند که احتمالا یک پاسخ خستگی مورد انتظار و یک انتقال مقاطع در خستگی مرکزی بین عضلات تمرین کرده و تمرین نکرده را مطرح می کند. در طی پروسه خستگی فرد برای حفظ نیروی عضلانی تلاش بیشتری به عمل می آورد که این مورد به شکل افزایش ارتفاع امواج و کاهش نرخ آتشباری در الکترومیوگرافی بروز خواهد کرد. از دلایل کاهش فرکانس فعالیتهاى واحد حرکتی در خستگی، طولانی تر شدن زمان انقباض و شل شدن عضله می باشد (۲۸). خستگی سبب ایجاد مهار رفلکسی در عضله می گردد و میزان این مهار برای افراد تمرین نکرده و تمرین کرده یکسان است. هر چند که میزان تحمل افراد تمرین کرده دو برابر تمرین نکرده است، زیرا فرد با خستگی تعداد واحدهای حرکتی بیشتری را برای یک کار معین بکار می گیرد. در مطالعات خستگی با استفاده از الکترومیوگرافی تمرکز بر تغییرات پارامترهای دامنه و پارامترهای طیف الکترومیوگرافی است. تغییرات طیف فرکانس، معمولاً بر پایه تغییر در سرعت هدایت الکتریکی و فعال شدن همزمان واحدهای حرکتی قابل توجه است. بدین ترتیب که با ایجاد خستگی در عضله، سرعت هدایت پتانسیل عمل کاهش یافته و شلیک واحدهای حرکتی همزمان^۷ می شود و این تغییرات با کاهش طیف فرکانس نمایان می شوند (۲۹). MPF از میانگین گیری طیف توان سیگنال حاصل شده است. تغییرات این ویژگی نسبت به زمان، مبین

همچنین مطالعاتی که به بررسی اثرات تمرین مقاومتی یک طرفه پرداخته اند این افزایش را نه تنها در عضو تمرین کرده بلکه در عضو تمرین نکرده طرف مقابل نیز گزارش کرده اند (۴، ۷). انتقال مقاطع نشان می دهد سازگاری هایی که در دستگاه عصبی مرکزی صورت می گیرد تنها بر مجموعه نرون های حرکتی عضلات تحریک شده متمرکز نمی شود، بلکه نرون هایی که فعالیت عضلات طرف مقابل را نیز کنترل می کنند، تحت تأثیر قرار می گیرند (۲۲). بازتاب توسعه مقاطع به منزله گذرگاهی است که به واسطه آن ممکن است تغییر عملکرد عضله در طرف مقابل اتفاق بیفتد. پژوهشگران از تئوری های متفاوتی برای توضیح سازوکار مزایای تمرین یکطرفه بر عضو طرف مقابل استفاده کرده اند. رایج ترین تئوریا در این زمینه عبارتند از: ۱- افزایش تسهیل عصبی عضلانی، ۲- کاهش ایمپالس های مرکزی بازدارنده به عضو تمرین نکرده و ۳- انقباض ایزومتریک نامحسوس عضو تمرین نکرده در طول تمرینهای قدرتی. آثار ناشی از تسهیل در سیستم عصبی، نرون های حرکتی هر دو عضو را در طرفین تحت تاثیر قرار می دهند و ممکن است که در ایجاد آثار انتقال عرضی مشارکت داشته باشد (۲۳). همچنین ساریلدیز^۱ و همکارانش (۲۰۱۱) دریافتند رابطه معنی داری بین تغییرات قدرت عضلات فلکسور مچ دست تمرین کرده و عضلات فلکسور مچ دست طرف مقابل وجود دارد. همچنین بیان کردند که ارتباط معناداری بین تغییرات قدرت فلکسور مچ دست تمرین کرده و اکستنسور مچ دست تمرین نکرده وجود دارد (افزایش ۳۲ درصدی قدرت) که از این نظر نیز با پژوهش حاضر همخوانی دارد (۲۴). در مراحل اولیه (۶ تا ۸ هفته اول) تمرین مقاومتی، سازگاری های عصبی مکانیسم غالب برای افزایش قدرت می باشد اما در مراحل بعدی (۱۲ تا ۲۶ هفته) کسب قدرت به افزایش تدریجی در اندازه میوفیبریل ها (هایپرتروفی) نسبت داده می شود. درستی این امر را که افزایش اولیه در قدرت بیشینه به سازگاری های عصبی مربوط می باشد را می توان در تحقیقی که پیرس^۲ و همکارانش (۲۰۱۳)، روی ۲۵ زن غیر ورزشکار راست دست انجام دادند و به بررسی اثر تمرین قدرتی یک طرفه بازو به مدت ۳ هفته بر قدرت بازوی تمرین نکرده پرداختند مشاهده کرد. یافته های این مطالعه نشان داد که تمرین مقاومتی یک طرفه در عضو تمرین کرده موفق به حفظ قدرت و توده عضلانی در اندام بی حرکت مقابل شد. در حالی که اثرات تمرین مقاومتی دست تمرین کرده بر روی تحریک پذیری قشری نخاعی دست تمرین نکرده حفظ شد اما تحریک پذیری قشر نخاعی در گروه کنترل بطور معنی داری کاهش یافت که این امر حاکی از آنست که مکانیسم های عصبی زیر بنای حفظ قدرت در اندام بی حرکت هستند (۱۵). در همین زمینه ویر^۳ (۱۹۹۴) در پژوهشی گزارش می کند که در اثر تمرینات یکطرفه، افزایش معنی داری در قدرت و فعالیت الکتریکی عضو تمرین نکرده طرف مقابل مشاهده می شود (۲۵). همچنین کیچل^۴ و همکارانش (۲۰۱۱) گزارش کردند ۴ هفته تمرین قدرتی یکطرفه با شدت بالا باعث افزایش قدرت و تغییر در خواص عملکردی مسیر قشر نخاعی در بازوی تمرین نکرده شد (۲۶). یافته های تحقیقات ابودردا^۵ و همکارانش (۲۰۱۶) به پدیده تمرین مقاطع مرتبط است. آنها بیان کردند که اثر تحریکی فوق نخاعی از کار خسته کننده یک طرفه گروه عضله همولوگ طرف مقابل (در طول ۱۰۰ درصد MVC) می تواند از بالاترین اهمیت برخوردار باشد چون در طول زمان، اجرای مکرر انقباضات قوی ممکن است موجب تقویت اثرات

5. Aboodarda
6. Mean Power Frequency
7. Synchronization

1. Sariyildiz
2. Pearce
3. Weir
4. Kidgell



پروتکل تمرینی مقاومتی است. نظریه های مختلفی تا کنون در زمینه سازوکارهای احتمالی تطابق عصبی ارائه شده است؛ که در رابطه با افزایش عضلات آگونیست از طریق همزمانی واحدهای حرکتی آن است. در واقع هر قدر واحدهای حرکتی بیشتری برانگیخته شوند، نیرویی که توسط عضله تولید می شود بیشتر خواهد بود. در مراحل اولیه تمرینات مقاومتی فرد قادر به بسیج واحدهای حرکتی با آستانه بالا از طریق حداکثر انقباض ارادی است که نهایتاً نیروی عضله افزایش می یابد. این واحدهای حرکتی با آستانه بالا دارای فرکانس آتش یا فعال شدن بالایی نیز هستند؛ بنابراین حداکثر خروجی نه تنها مستلزم بسیج تمام واحدهای حرکتی است، بلکه تمامی واحدهای حرکتی باید با فرکانس بالا فعال شوند تا حداکثر نیرو حاصل شود. به طور خلاصه می توان گفت که این تئوری به بسیج آن دسته از واحدهای حرکتی با آستانه بالا که قبل از تمرین های قدرتی وارد عمل نشده بودند (یا افزایش فرکانس فعال شدن واحدهای مزبور) اشاره می کند. چندین محقق افزایش انتگرال الکترومیوگرافی را بعد از تمرینات مقاومتی گزارش کرده و از فرضیه افزایش فعالسازی عصبی حمایت کرده اند (۲۳). با توجه به این که در مطالعات موجود، مشخص شده است که بهبود و توسعه عصبی طی مراحل اولیه تمرین به وجود می آید و به دنبال این مرحله، شکل گیری سازگاری عضلانی در روندی تدریجی اتفاق می افتد؛ به نظر می رسد سازگاری های عصبی در ورزشکاران تمرین کرده به وجود نمی آید یا میزان آن قابل ملاحظه نمی باشد (۲۳). انتگرال الکترومیوگرافی یا IEMG جهت تعیین میزان و زمان شروع فعالیت واحدهای حرکتی مورد استفاده قرار می گیرد. نتایج پژوهش حاضر نشان داد تمرینهای قدرتی یکطرفه باعث افزایش معنی دار قدرت و فعالیت IEMG عضلات فلکسور آرنج نه فقط در عضو تمرین کرده بلکه در عضو تمرین نکرده نیز شدند. از آنجایی که گروه شاهد تغییر معنی داری بین پیش آزمون و پس آزمون در متغیرهای مورد مطالعه نشان ندادند؛ بنابراین، تغییرات مشاهده شده در گروه های تمرین حاصل برنامه ی تمرین مقاومتی بود. انتقال دو جانبه نشان می دهد سازگاری هایی که در دستگاه عصبی مرکزی صورت می گیرد تنها بر مجموعه نرون های حرکتی عضلات تحریک شده متمرکز نمی شود، بلکه نرونهایی که فعالیت عضلات طرف مقابل تمرین نکرده را نیز کنترل می کنند، تحت تاثیر قرار می گیرند. بازتاب توسعه دوجانبه به منزله ی گذرگاهی است که به واسطه ی آن ممکن است عملکرد عضله ی طرف مقابل تغییر کند. رایج ترین سازوکارهای مرتبط در این زمینه عبارتند از افزایش تسهیل عصبی عضلانی، کاهش ایمپالس های بازدارنده به عضو تمرین نکرده و انقباض ایزومتریک نامحسوس عضو تمرین نکرده در طول تمرین های قدرتی. آثار ناشی از تسهیل در سیستم عصبی، نرون های حرکتی هر دو عضو را در طرفین تحت تاثیر قرار می دهند و ممکن است در ایجاد آثار انتقال دوجانبه شرکت داشته باشند (۲۹). مقایسه آثار انقباض های عضلانی ناشی از تحریک و انقباض های ارادی روی MEP و بازتاب H نشان داد که هر دو فعالیت های حسی و فرامین حرکتی برای انقباض در یک طرف بدن می تواند گذرگاه حرکتی عضو تمرین نکرده را نیز تحت تاثیر قرار دهد (۳۴).

پس از تمرین مقاومتی یک طرفه احتمالاً هم در عضو تمرین کرده و هم قرینه، در شروع انقباض با توجه به تفاوت های فردی یکی از عضلات سینرژست مذکور فعالیت غالب را دارد. بنابراین، این عضله در آستانه خستگی قرار گرفته و فعالیت الکترومیوگرافی آن خیلی سریع تر از عضلات سینرژست دیگر افزایش می یابد. این افزایش در فعالیت الکترومیوگرافی همراه با کاهش در فعالیت دو عضله دیگر بوده و نوسانی را در نیرو به وجود می آورد که منجر به

تغییرات طیف توان در بازه فرکانسی سیگنال (۱۰ تا ۵۰۰ هرتز) است. با بروز خستگی نرخ تحریک فیبرهای عضلانی از سیستم اعصاب مرکزی کاهش می یابد؛ بنابراین این ویژگی توانسته شاخصی مناسب در تخمین خستگی عضلانی از روی سیگنال الکترومیوگرافی گردد (۳۰).

پیرس و همکارانش (۲۰۱۲) تغییرات حداکثر انقباض ارادی (MVC) پلانترفلسورها را با استفاده از الکترومیوگرافی سطحی پس از یک مداخله خستگی حداکثر و زیر بیشینه اندازه گیری کردند. کاهش MVC پلانترفلسور از ۱۰۰ درصد به ۷۷ درصد بعد از ایجاد خستگی حداکثر و از ۱۰۰ درصد به ۹۲٫۴ درصد بعد از انقباض زیر بیشینه دیده می شود. در نهایت مطالعه آنها اثر متقاطع و افزایش درک خستگی مرکزی و اثرات آن بر عضلات تمرین نکرده نامربوط را نشان داد (۱۵). راتی^۱ و همکارانش (۲۰۰۶) نیز در پژوهش دیگری اثر انقباض های ایزومتریک در عضلات بازکننده ساق پا و ایجاد خستگی در همان گروه از عضلات در پای مقابل را مورد سنجش قرار داد. ارزیابی دستگاه الکترومیوگرافی در عضو غالب نشان داد که میزان تنش در عضو غالب به طور قابل ملاحظه ای کاهش یافت؛ ولی در عضو غیر غالب تغییر قابل توجهی دیده نشد (۳۱)، که علت تفاوت نتایج پژوهش حاضر با نتایج این پژوهش ممکن است به دلیل تفاوت نوع آزمودنی ها و نوع روش تمرینی و برخی از عوامل تاثیرگذار مثل سطح آمادگی و آستانه خستگی متفاوت آزمودنی ها باشد.

در بررسی روند تغییرات الکترومیوگرافی مشاهده شد که انتگرال الکترومیوگرافی ($IEMG^2$) در طی ۶۰ ثانیه انقباض، در هر ۱۰ ثانیه تغییر داشته است. علاوه بر کاهش در شیب کلی مقادیر IEMG در پس آزمون گروه تمرین، که احتمالاً ناشی از میزان کمتر نیاز به نیرو برای اجرای مهارت مشابه می باشد (بديل اقتصاد حرکتی)، در ۵۰ تا ۶۰ ثانیه در سایر موارد افت ملاحظه می گردد؛ اما در گروه تمرین و در پس آزمون شیب همچنان صعودی می باشد الگوی تناوبی در فعالیت عضلات سینرژست می تواند یکی از راهکارهای سیستم عصبی مرکزی برای افزایش زمان واماندگی در طول حفظ انقباضات زیربیشینه باشد. وجود تفاوت های فردی در این الگو می تواند نشان دهنده سازگاری متفاوت CNS افراد به محرک های ناشی از تحمل انقباضات زیربیشینه باشد. از این رو، احتمالاً تمرینات مقاومتی می تواند از طریق مکانیسم جابه جایی، حتی بدون افزایش در قدرت عضلانی موجب افزایش زمان واماندگی و به تأخیر انداختن خستگی عضلانی گردد. تغییرات الکترومیوگرافی در واحدهای حرکتی عضلات بعد از خستگی به دنبال تحریکات تناوبی باعث افزایش دامنه الکترومیوگرافی، پایایی و سطح زیر منحنی به وجود آمده می شود در حالی که نیروی تولید شده کاهش می یابد (۳۲). پژوهشگران گزارش کردند اجرای تمرین های یکطرفه باعث افزایش معنی دار در قدرت و IEMG و فعال سازی ارادی در هر دو عضو تمرین کرده و تمرین نکرده ی طرف مقابل شدند (۳۳). در رابطه با تغییرات (RMS^3) نتایج پژوهش نشان داده است که تمرینات با وزنه باعث افزایش RMS عضله دوسر بازویی شد درحالی که این میزان در بین دو گروه معنی دار نبوده است. تحقیقات در زمینه اثر تمرینات مقاومتی بر روی تغییرات EMG در سالیان اخیر نشان داده است که مهمترین عامل افزایش قدرت، سیستم عصبی است که بدون بروز سازگاریهای عصبی افزایش قدرت ممکن نخواهد بود، درحالی که ممکن است بدون تغییرات ساختمانی (هایپرتروفی) نیز حاصل شود. بنابراین نشان می دهد که سازگاری عصبی در درجه اول مسئول بهبود قدرت در طول ۶ هفته اولیه از یک

3. Root Mean Square

1. Rattey
2. Integral Electromyography

unilateral training of the ankle dorsiflexors. *Experimental brain research*. 2011;208(2):217-27.

12. Matkowsky B, Place N, Martin A, Lepers R. Neuromuscular fatigue differs following unilateral vs bilateral sustained submaximal contractions. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2011;21(2):268-76.

13. Jafari A. Comparison of static and dynamic resistance exercise effects on some functional cardiovascular indices, plasma lactate and peripheral blood leukocytes in healthy untrained women. *Journal of Shahrekord University of Medical Sciences*. 2012;14(1):66-76.

14. Brzycki M. Strength testing—predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*. 1993;64(1):88-90.

15. Pearce A, Hendy A, Bowen W, Kidgell D. Corticospinal adaptations and strength maintenance in the immobilized arm following 3 weeks unilateral strength training. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2013;23(6):740-8.

16. Macedo CdSG, Vicente RC, Cesário MD, Guirro RRdJ. Cold-water immersion alters muscle recruitment and balance of basketball players during vertical jump landing. *Journal of sports sciences*. 2016;34(4):348-57.

17. Kraemer WJ, Adams K, Cafarelli E, Dudley GA, Dooly C, Feigenbaum MS, et al. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and science in sports and exercise*. 2002;34(2):364-80.

18. Serra R, Saavedra F, Freitas de Salles B, Dias MR, Costa PB, Alves H, et al. The Effects of Resistance Training Frequency on Strength Gains. *Journal of Exercise Physiology Online*. 2015;18(1):37-45.

19. Gacesa JZP, Klasnja AV, Grujic NG. Changes in strength, endurance, and fatigue during a resistance-training program for the triceps brachii muscle. *Journal of athletic training*. 2013;48(6):804-9.

20. Kellis E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. *Sports Medicine*. 1998;25(1):37-62.

21. Carolan B, Cafarelli E. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *Journal of applied physiology*. 1992;73(3):911-7.

22. Doix A-CM, Lefèvre F, Colson SS. Time course of the cross-over effect of fatigue on the contralateral muscle after unilateral exercise. *PLoS one*. 2013;8(5):e64910.

23. Shahraki M, Hosseini SA. Investigation of intramuscular and extramuscular nervous adaptations after isotonic strength exercises in lower extremities. *Research in Sport Science*. 2011;48(7):129-41.

24. Sariyildiz M, Karacan I, Rezvani A, Ergin O, Cidem M. Cross-education of muscle strength: cross-training effects are not confined to untrained contralateral homologous muscle. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2011;21(6):e359-e64.

25. Weir JP, Housh TJ, Weir LL. Electromyographic evaluation of joint angle specificity and cross-training after isometric training. *Journal of applied physiology*. 1994;77(1):197-201.

26. Kidgell DJ, Stokes MA, Pearce AJ. Strength training of one limb increases corticomotor excitability projecting to the contralateral homologous limb. *Motor control*. 2011;15(2):247-66.

27. Aboodarda S, Šambaher N, Behm D. Unilateral elbow flexion fatigue modulates corticospinal responsiveness in non-fatigued contralateral biceps brachii. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2016;26(11):1301-12.

28. Kimminau MK, Zuniga JM, Boesen RC, Setlik MM, Fujan MA. Bilateral differences for the assessment of neuromuscular fatigue. *Journal of Athletic Medicine*. Volume. 2014;1(4):45-52.

29. Garfinkel S, Cafarelli E. Relative changes in maximal force, EMG, and muscle cross-sectional area after isometric training.

لرزش فیزیولوژیکی می گردد. این لرزش احتمالاً ورودی آوران نوع I را از طریق هم انقباضی آلفا- گاما به عضله مورد نظر افزایش می دهد. افزایش در ورودی آوران نوع I می تواند درون داد بازدارنده به سایر عضلات را افزایش داده و موجب کاهش فعالیت آنها شود. پیامد دیگر این موضوع کاهش در فعالیت دوک عضلانی پس از تخلیه طولانی مدت دوک عضله مورد نظر می باشد که منجر به کاهش درونداد بازدارنده به سایر عضلات و افزایش فعالیت آنها می گردد (۲). هورتوباجی^۱ و همکارانش (۲۰۰۳) گزارش کردند که انقباض های ارادی یکطرفه در بازو، تغییرات پیچیده ای در گذرگاه حرکتی به وجود می آورند که بازوی طرف مقابل را کنترل می کند. نتایج پژوهش آنها شواهدی را نشان می دهند که فعالیت های حسی و حرکتی یک طرفه، ساختارهای دو طرفه بدن را تحت تاثیر قرار می دهند تا باعث پدیده انتقال متقاطع شوند (۳۴). بنابراین این مکانیسم احتمالاً در عضو طرف مقابل نیز موجب به تاخیر انداختن خستگی می گردد.

با توجه به اینکه آثار سودمند تمرین های یک طرفه در کاهش خستگی عضو بی حرکت مشاهده شده است، این موضوع می تواند کاربردهای بالینی بسیاری در برنامه های توان بخشی برای بیماران دارای محدودیت یک عضو و یا ورزشکاران آسیب دیده، داشته باشد. اعمال این روش تمرینی سبب می شود که پس از اتمام دوره آسیب دیدگی، عوارض ناشی از بی تمرینی در عضو آسیب دیده به کمترین میزان خود برسد.

منابع:

1. Bogdanis GC. Effects of physical activity and inactivity on muscle fatigue. *Frontiers in physiology*. 2012;3(142):1-15.

2. Afsharnejad T, Khorsandi M, Tari M. Alternate activity of medial and lateral gastrocnemius muscles during a sustained sub maximal isometric plantar flexion. *Contemporary Studies on Sport Management and Kinetic Science*. 2012;2(3):19-32.

3. Ramazan poor M, Moghaddam A, Zamani S, Zerang M, Shabani M, Akaberi SA. Comparison of the effect of unilateral strength training on electromyographic indicators of the symmetric member in the upper limb. *Journal of North Khorasan University of Medical Sciences*. 2012;4(3):459-67.

4. Song Y, Forsgren S, Yu J, Lorentzon R, Stål PS. Effects on contralateral muscles after unilateral electrical muscle stimulation and exercise. *PLOS One*. 2012;7(12):e52230.

5. Finn HT, Brennan SL, Gonano BM, Knox MF, Ryan RC, Siegler JC, et al. Muscle activation does not increase after a fatigue plateau is reached during 8 sets of resistance exercise in trained individuals. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2014;28(5):1226-34.

6. Lovecchio N, Maiorano C, Naddeo F, Sforza C. Biceps Brachii Muscle Fatigue During Isometric Contraction: Is Antagonist Muscle Fatigue a Key Factor? *The Open Sports Medicine Journal*. 2012;7(1):1-8.

7. Mohebi H, Hosseini SA, Afsharnejad T. Investigation on the cross-transfer effects of unilateral strength training on neuromuscular adaptation of forearm flexors. *Metabolism and Exercise. Research on Sport Science*, 2006;12:51-70.

8. Ribeiro AS, Avelar A, Schoenfeld BJ, Trindade MC, Ritti-Dias RM, Altimari LR, et al. Effect of 16 weeks of resistance training on fatigue resistance in men and women. *Journal of human kinetics*. 2014;42(1):165-74.

9. Bizzi E, Cheung VC. The neural origin of muscle synergies. *Frontiers in computational neuroscience*. 2013;7(51):1-6.

10. Hortobágyi T, Maffiuletti NA. Neural adaptations to electrical stimulation strength training. *European journal of applied physiology*. 2011;111(10):2439-49.

11. Dragert K, Zehr EP. Bilateral neuromuscular plasticity from

- Medicine and science in sports and exercise. 1992;24(11):1220-7.
30. Mirinezhad SE, Kobravi H. Detection of muscle fatigue using geometric characteristics of the surface of the electromagnetic phase signal screen. International Conference on Nonlinear Systems and Optimization of Electrical and Computer Engineering; Mashhad 2015.
31. Rattay J, Martin PG, Kay D, Cannon J, Marino FE. Contralateral muscle fatigue in human quadriceps muscle: evidence for a centrally mediated fatigue response and cross-over effect. *Pflügers Archiv*. 2006;452(2):199-207.
32. Khatamsaz S, Moosavi M, Talebian S. Neurophysiological changes following muscle fatigue in healthy subjects and patients with anterior knee pain syndrome *Modern Rehabilitation*. 2012;6(1):62-8.
33. Shima N, Ishida K, Katayama K, Morotome Y, Sato Y, Miyamura M, Joap. Cross education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining. *Journal of applied physiology*. 2002;86(4):287-94.
34. Hortobágyi T, Taylor JL, Petersen NT, Russell G, Gandevia SC. Changes in segmental and motor cortical output with contralateral muscle contractions and altered sensory inputs in humans. *Journal of Neurophysiology*. 2003;90(4):2451-9.