University of Birjand

Journal of Practical Studies of Biosciences in Sport Research Paper

Spring 2023, 11(25), 78-87

Received: Dec 6, 2021 Revised: Apr 29, 2022 Accepted: May 1, 2022

Journal of Practical Studies of Biosciences in Sport

Effect of fatigue induced by strength and endurance training on muscle co-contraction during leg press exercise in active women

Leila Ghazaleh[1]*, Zohre Cheshomi[2], Rasoul Eslami[3]

1. Assistant Professor at Department of Exercise Physiology, Faculty of Sport Sciences, Alzahra University, Tehran, Iran.

2. MSc in Exercise Physiology, Faculty of Sport Sciences, Alzahra University, Tehran, Iran.

3. Associated Professor at Department of Exercise Physiology, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran.

Abstract

Background and Aim: The results of researches in the field of the effect of neuromuscular fatigue on muscle co-contraction are inconsistent and unclear. The cause of these contradictions can probably be seen as a result of the difference in the type of fatigue protocols in terms of the training load during resistance activity. Therefore, the aim of this study was to compare the effect of two protocols of fatigue caused by strength and endurance repetitions in resistance activity on muscle co-contraction during leg press movement. **Materials and Methods:** Ten healthy active women (age: 24.2 ± 7.97 years) participated in this study. The participants referred to the laboratory in three separate sessions. In the first session, the amount of weight was determined for one repetition maximum (1RM) in the leg press movement. The second and third sessions, strength and endurance fatigue protocols in leg press movement were performed by the subjects with 90 and 50% of 1RM, respectively. The electrical activity of four selected muscles (rectus femoris, vastua lateralis, vastus medialis and biceps femoris) during leg press movement was recorded by a wireless electromyography device (Noraxon). The co-contraction of the muscles in three repetitions of the set of repetitions of leg presses (before fatigue, middle and exhaustion) was calculated for each subject and entered into statistical analysis. Data were analyzed using repeated measures analysis of variance. **Results:** Co-contraction of rectus femoris and biceps femoris muscles ($p<0.03$), vastus lateralis and biceps femoris ($p<0.01$), as well as vastus medialis and biceps femoris ($p<0.01$) significantly decreased due to fatigue. However, the co-contraction value of vastus lateralis and vastus medialis muscles did not change significantly due to fatigue. The mentioned changes were the same in both types of fatigue protocols due to strength and endurance repetitions ($p>0.05$). **Conclusion:** Both types of fatigue protocols induced by strength and endurance repetitions in resistance activity led to a decrease in co-contraction in three pairs of four selected muscle pairs. The important finding of the present study was the lack of difference in the effect of fatigue protocol caused by strength and endurance repetitions on muscle co-contraction.

Keywords: Fatigue, Resistance training, Muscle co-contraction, Exhaustion.

Cite this article:

Ghazaleh, L., Cheshomi, Z., & Eslami, R. (2023). Effect of fatigue induced by strength and endurance training on muscle co-contraction during leg press exercise in active women. *Journal of Practical Studies of Biosciences in Sport, 11***(25), 78-87.**

*** Corresponding Author, Address: Department of Exercise Physiology, Faculty of Sport Sciences, Alzahra University, Tehran, Iran;**

Email: l.ghazaleh@alzahra.ac.ir

https://doi.org/10.22077/jpsbs.2022.4924.1686

Copyright: © 2022 by the authors. Licensee **Journal of Practical Studies of Biosciences in Sport (JPSBS)**. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

نشریه مطالعات کاربردی علوم‌زیستی در ورزش
مقاله پژوهشی
بهار ۱۴۰۲، دوره ۱۱، شماره ۲۵، ص ۸۷-۷۸
تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۰۹/۱۵ تاریخ ویرایش: ۱۴۰۱/۰۲/۰۹ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۰۲/۱۱
دانشگاه بیرجند

تاثیر خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی در فعالیت مقاومتی بر هم‌انقباضی عضلانی حین اجرای حرکت پرس پا در زنان فعال

لیلا غزاله[۱*]، زهره چشمی[۲]، رسول اسلامی[۳]

۱. استادیار گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه الزهرا، تهران، ایران.
۲. کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه الزهرا، تهران، ایران.
۳. دانشیار گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران.

چکیده

زمینه و هدف: نتایج پژوهش‌ها در زمینه تأثیر خستگی عصبی- عضلانی بر هم‌انقباضی عضلات، ناهمسو و نامشخص است. علت این ناهمسویی‌ها را احتمالا می‌توان ناشی از تفاوت در نوع پروتکل‌های خستگی به لحاظ بار تمرین حین اجرای فعالیت مقاومتی دانست. هدف پژوهش حاضر مقایسه تاثیر دو پروتکل خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی در فعالیت مقاومتی، بر هم‌انقباضی عضلانی حین اجرای حرکت پرس پا بود. **روش تحقیق:** تعداد ۱۰ زن سالم فعال با میانگین سنی ۲۴/۷±۲/۹۷ سال در پژوهش حاضر شرکت کردند. شرکت‌کنندگان در سه جلسه جداگانه به آزمایشگاه مراجعه کردند. جلسه اول میزان وزنه برای یک تکرار بیشینه در حرکت پرس پا تعیین شد. در جلسات دوم و سوم، پروتکل‌های خستگی قدرتی و استقامتی در حرکت پرس پا به ترتیب با ۹۰ و ۵۰ درصد حداکثر تکرار بیشینه اجرا گردید. فعالیت الکتریکی چهار عضله راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی و دوسر رانی حین اجرای حرکت پرس پا، توسط دستگاه الکترومایوگرافی بی‌سیم (مدل نوراکسون) ثبت شد. هم‌انقباضی عضلات منتخب در سه تکرار از مجموعه تکرارهای پرس پا (پیش از خستگی، میانی و واماندگی) برای هر آزمودنی محاسبه و با استفاده از روش آماری تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر مورد تحلیل قرار گرفتند. **یافته‌ها:** هم‌انقباضی عضلات راست رانی و دوسر رانی ($p<۰/۰۳$)، عضلات پهن خارجی و دوسر رانی ($p<۰/۰۱$)، و عضلات پهن داخلی و دوسر رانی در اثر خستگی به طور معنی‌داری کاهش یافت ($p<۰/۰۱$). اما میزان هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و پهن خارجی در اثر خستگی تغییر معنی‌داری نکرد. تغییرات مذکور در هر دو نوع پروتکل خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی، یکسان بود ($p<۰/۰۵$). **نتیجه‌گیری:** هر دو نوع پروتکل خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی در فعالیت مقاومتی، منجر به کاهش هم‌انقباضی در سه جفت از چهار جفت عضله منتخب شد. یافته مهم پژوهش حاضر عدم تفاوت در تاثیر پروتکل خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی بر هم‌انقباضی عضلانی بود.

واژه‌های کلیدی: خستگی، تمرین مقاومتی، هم‌انقباضی عضلانی، واماندگی.

* نویسنده مسئول، آدرس: تهران، دانشگاه الزهرا، دانشکده علوم ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی؛
پست الکترونیک: l.ghazaleh@alzahra.ac.ir
https://doi.org/10.22077/jpsbs.2022.4924.1686

مقدمه

خستگی عصبی- عضلانی را می‌توان هرگونه کاهش در توانایی تولید نیروی عضله یا گروهی از عضلات حین انجام تمرین تعریف کرد. منشاء خستگی می‌تواند مرکزی یا محیطی باشد (لینامو[1] و دیگران، ۱۹۹۷). خستگی مرکزی از سیستم عصبی مرکزی سرچشمه می‌گیرد و جریان عصبی به عضله را کاهش می‌دهد. محققان معتقدند طی خستگی مرکزی، فراخوانی واحدهای حرکتی جدید و یا فرکانس تحریک واحدهای حرکتی فعال، کاهش می‌یابد (گاندویا[2]، ۲۰۰۱) و خستگی محیطی با اختلال در مکانیسم‌های فعال، از تحریک تا انقباض همراه است. در خستگی محیطی، کاهش ظرفیت تولید نیرو را می توان به عضله و یا اتصال عصبی-عضلانی مربوط دانست (گیبسون[3] و دیگران، ۲۰۰۱). سینرژی‌های عضلانی[4] از عوامل بسیار مهم در اجرای حرکات و مهارت های ورزشی می‌باشند که تحت کنترل سیستم عصبی هستند. یکی از مظاهر سینرژی‌های عضلانی، هم‌انقباضی عضلات است. به انقباض همزمان دو یا چند عضله حول یک مفصل، حین اجرای حرکت، هم‌انقباضی گفته می‌شود (فونسکا[5] و دیگران، ۲۰۰۱). هم‌انقباضی در توزیع یکسان بار در سطوح مفصلی، تثبیت مفصل، کارآیی حرکت و بهبود تعادل؛ مشارکت دارد. شواهد دال بر آن هستند که لازم است هم‌انقباضی عضلات در سطح مطلوب حفظ و کنترل شود، به گونه ای که با افزایش میزان هم‌انقباضی، باعث افزایش ثبات مفصلی و بهبود تعادل شود؛ اما می‌تواند تخریب سطوح مفصلی و افزایش مصرف انرژی را هم در پی داشته باشد (کاتسولیس و ترلکلد[6]، ۲۰۱۴).

از آنجا که یکی از منابع ظهور خستگی حین اجرای فعالیت بدنی، تغییر عملکرد سیستم عصبی است و هم‌انقباضی عضلانی خود نیز تحت کنترل سیستم عصبی مرکزی می باشد؛ فرضیه تغییر الگوی هم‌انقباضی عضلات در اثر خستگی مطرح گردیده است. از این‌رو، در دو دهه اخیر برخی محققان به بررسی فرضیه مذکور پرداخته‌اند. میسنارد[7] و دیگران (۲۰۰۸) با اعمال پروتکل خستگی شامل انقباضات ایزومتریک (با شدت ۶۰ درصد حداکثر انقباض ارادی)، نشان داده اند که اختلال در دقت حرکت حین خستگی، از کاهش هم‌انقباضی عضلات ناشی می‌شود. این در حالی است که داسیلوا[8] و دیگران (۲۰۱۴) با اعمال پروتکل خستگی زیر بیشینه نشان داده اند که میزان هم‌انقباضی عضلات قبل و بعد از خستگی، تغییر معنی‌داری نمی کند. از طرف دیگر، نتایج بررسی پوتوین و اوبرین[9] (۱۹۹۸) حاکی از آن است که خستگی ناشی از انقباضات ایزومتریک (با ۵۰ درصد حداکثر انقباض ارادی) باعث افزایش هم‌انقباضی عضلانی می‌شود. ویر[10] و دیگران (۱۹۹۸) اذعان داشته اند که میزان هم‌انقباضی عضلات در اثر خستگی ناشی از انقباضات بیشینه، افزایش می‌یابد. اسمیت[11] و دیگران (۲۰۱۸) نیز بیان کرده اند که پروتکل خستگی با شدت بیشینه، منجر به افزایش هم‌انقباضی عضلات می‌شود.

با توجه به نتایج تحقیقات مذکور، به طور دقیق نمی‌توان در مورد الگوی تغییر هم‌انقباضی عضلات حین خستگی، اظهار نظر کرد. از آنجا که در این تحقیقات برخی محققان از پروتکل خستگی زیر بیشینه استقامتی و برخی دیگر از پروتکل خستگی بیشینه قدرتی استفاده کرده‌اند، به نظر می‌رسد نوع و بار تمرین می‌تواند بر الگوی تغییرات هم‌انقباضی حین خستگی تاثیرگذار باشد؛ موضوعی که نیاز به بررسی بیشتر دارد.

با انجام فعالیت استقامتی، واحدهای حرکتی با آستانه تحریک پایین فراخوانی می‌شوند (گونزالس[12] و دیگران، ۲۰۱۷). با تداوم فعالیت، منابع انرژی بافت عضلانی تخلیه شده (بویاس و گوئل[13]، ۲۰۱۱) و تخلیه منابع انرژی بافت عضلانی، خود منجر به خستگی (خستگی محیطی) می‌شود (صدری و دیگران، ۲۰۱۴). به دنبال خستگی محیطی، واحدهای حرکتی فعال برای یک دوره زمانی، غیرفعال؛ و واحدهای حرکتی جدید به کار گرفته می‌شوند (پاسکو[14] و دیگران، ۲۰۱۴). بکارگیری واحدهای حرکتی به طور غیر همزمان، در به تأخیر انداختن خستگی مرکزی نقش دارد (گابریل[15] و دیگران، ۲۰۱۱). هنگامی که خستگی محیطی از میزان مشخصی بالاتر رود، خستگی مرکزی اتفاق می‌افتد (گابریل و دیگران، ۲۰۱۱؛ پاسکو و دیگران ۲۰۱۴؛ صدری و دیگران، ۲۰۱۴). با انجام فعالیت قدرتی، واحدهای حرکتی با آستانه تحریک بالا، فراخوانی می شوند (گونزالس و دیگران، ۲۰۱۷). با شلیک مداوم پتانسیل عمل برای حفظ انقباض عضلات و در نتیجه، تخلیه استیل کولین موجود در صفحه انتهای حرکتی، روند خستگی مرکزی آغاز می شود (ظاهر[16] و دیگران، ۲۰۱۷). زمانی که خستگی مرکزی رخ می‌دهد، فرکانس تحریک واحدهای حرکتی فعال کاهش می‌یابد (گرین[17]، ۱۹۸۷). علاوه بر این، با توجه به تجمع

1. Linnamo
2. Gandevia
3. Gibson
4. Muscle synergies
5. Fonseca
6. Katsavelis and Threlkeld
7. Missenard
8. da Silva
9. Potvin and O'brien
10. Weir
11. Smith
12. Gonzalez
13. Boyas and Guével
14. Pascoe
15. Gabriel
16. Zahir
17. Green

طولانی مدت متابولیت‌ها در تارهای عضلانی، آوران‌های عصبی III و IV سیگنال‌هایی را به قشر حرکتی منتقل می‌کنند که باعث کاهش در سرعت انتقال پتانسیل عمل در طول عضله می‌شود. این پدیده منجر به شروع خستگی محیطی می گردد (ظاهر و دیگران، ۲۰۱۷). از آنجا که درگیری عوامل مرکزی و محیطی در ظهور خستگی حین انجام تکرارهای استقامتی و قدرتی در فعالیت های مقاومتی تا حدودی متفاوت است و چون هم‌انقباضی متغیری است که تحت کنترل سیستم عصبی مرکزی می‌باشد؛ به نظر می‌رسد تاثیر پروتکل‌های خستگی قدرتی و استقامتی بر هم‌انقباضی عضلانی، متفاوت باشد.

در کل، در مورد تاثیر حاد تمرینات مقاومتی قدرتی و استقامتی بر تغییرات احتمالی الگوی هم‌انقباضی اطلاعات دقیقی در دست نیست و تحقیق حاضر با هدف مقایسه تاثیر دو نوع پروتکل خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی در فعالیت مقاومتی، بر هم‌انقباضی عضلانی حین اجرای حرکت پرس پا در زنان فعال به اجرا درآمد.

روش تحقیق

تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی با رویکرد کاربردی بود. جامعه آماری شامل زنان فعال سالم ۲۲ تا ۳۰ سال شهر تهران بودند که از میان آن ها، ۱۰ نفر با میانگین سنی ۲۴/۷±۲/۹۷ سال، قد ۱۶۴/۱±۴/۸۸ سانتی‌متر، وزن ۵۶/۹۶±۳/۶۰ کیلوگرم و شاخص توده‌بدنی ۲۱/۱۳±۰/۷۶ کیلوگرم بر متر مربع؛ به روش در دسترس انتخاب و به طور داوطلبانه در تحقیق حاضر شرکت کردند. برای محاسبه حجم نمونه از نرم افزار G-power استفاده شد. نرم افزار G-power نشان داد که در روش آماری تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر برای دستیابی به اندازه اثر برابر با ۰/۲۵، سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و توان آماری ۰/۸۰؛ به حجم نمونه‌ای حداقل ۹ نفری نیاز است. معیارهای ورود به تحقیق شامل برخورداری از شاخص توده‌بدنی طبیعی (۲۴/۹ – ۱۸/۵ کیلوگرم بر متر مربع)؛ عدم ابتلا به بیماری‌هایی همچون بیماری عصبی- عضلانی و قلبی- عروقی؛ وجود آسیب‌های اسکلتی- عضلانی؛ سابقه جراحی در اندام تحتانی؛ و همچنین برخورداری از سطح فعالیت بدنی مطلوب یعنی ۱۵۰ تا ۳۰۰ دقیقه فعالیت با شدت متوسط در هفته بود (بول[1] و دیگران، ۲۰۲۰). همچنین لازم بود آزمودنی‌ها سابقه ورزش قهرمانی یا فعالیت در یک رشته ورزشی خاص نداشته باشند. عدم برخورداری از خواب کافی در شب قبل از آزمون؛ و عدم احساس خستگی در روز آزمون؛ معیارهای خروج از تحقیق بودند. طرح مطالعه حاضر با کد اخلاق IR.SSRI.REC.1400.1196 توسط کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه علوم ورزشی وزارت علوم، تحقیقات و فناوری مورد تأیید قرار گرفت.

به منظور اجرای پژوهش هر شرکت کننده سه مرتبه، با فاصله زمانی سه روز به آزمایشگاه مراجعه کرد. در جلسه اول قد و وزن آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. سپس به منظور تعیین پای برتر، هر شرکت کننده به توپی که روی زمین قرار داده شده بود، ضربه وارد کرد تا پای برتر مشخص شود (کیلروی[2] و دیگران، ۲۰۱۶). در ادامه، حداکثر وزنه‌ای که هر فرد می توانست برای یک مرتبه طی اجرای حرکت پرس پا جابجا نماید، با استفاده از روش برزیسکی[3] (۱۹۹۳) تعیین شد و به عنوان یک تکرار بیشینه[4] (1RM) در نظر گرفته شد.

در جلسه دوم و سوم بعد از ۱۰ دقیقه گرم کردن، فعالیت عضلات منتخب پای برتر شامل عضلات راست رانی[5]، پهن داخلی[6]، پهن خارجی[7] و دوسر رانی[8] توسط دستگاه الکترومایوگرافی بی‌سیم مدل Noraxon، ساخت کشور آمریکا و الکترودهای سطحی SKINTACT ساخت کشور استرالیا ثبت شد. فرکانس ثبت سیگنال ۱۵۰۰ هرتز، مقاومت ورودی ۱۰۰ مگا اهم و نرخ حذف حالت مشترک[9]، بیشتر از ۱۰۰ دسی‌بل بود. جهت کاهش مقاومت پوست، ابتدا در موضع الکترودگذاری، موها از روی پوست زدوده شد و سپس سطح پوست با استفاده از الکل ۷۰ درصد، تمیز گردید. الکترودگذاری بر اساس روش استاندارد SENIAM انجام گرفت (هرمنز[10] و دیگران، ۲۰۰۰). جفت الکترودها با فاصله مرکز تا مرکز دو سانتی‌متر در جهت تارهای عضلانی بر روی عضلات منتخب قرار گرفتند (هرمنز و دیگران، ۲۰۰۰). شرکت کنندگان سه بار آزمون حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک[11] (MVIC) را برای نرمال سازی داده‌های الکترومایوگرافی، بر اساس روش مورلی و بیرد[12] (۲۰۰۶) انجام دادند. تعداد تکرارهای آزمون MVIC سه مرتبه و مدت زمان هر آزمون سه ثانیه بود. به منظور حذف اثر خستگی، فاصله زمانی بین آزمون های MVIC دو دقیقه در نظر گرفته شد (هرمنز و دیگران، ۲۰۰۰). بالاترین مقدار ریشه میانگین مربعات[13] (RMS) بین این سه تکرار،

1. Bull
2. Kilroy
3. Brzycki
4. One-repetition maximum
5. Rectus femoris
6. Vastus medialis
7. Vastus lateralis
8. Biceps femoris
9. Common mode rejection ratio
10. Hermens
11. Maximum voluntary isometric contraction
12. Murley and Bird
13. Root mean square

به عنوان مرجع برای محاسبه درصد MVIC استفاده شد. بعد از اجرای آزمون های MVIC، شرکت کنندگان پنج دقیقه استراحت کردند و سپس به طور صحیح بر روی دستگاه پرس پا Hoist Fitness مدل H-4400 4Stack Multi Gym ساخت کشور آمریکا قرار گرفتند.

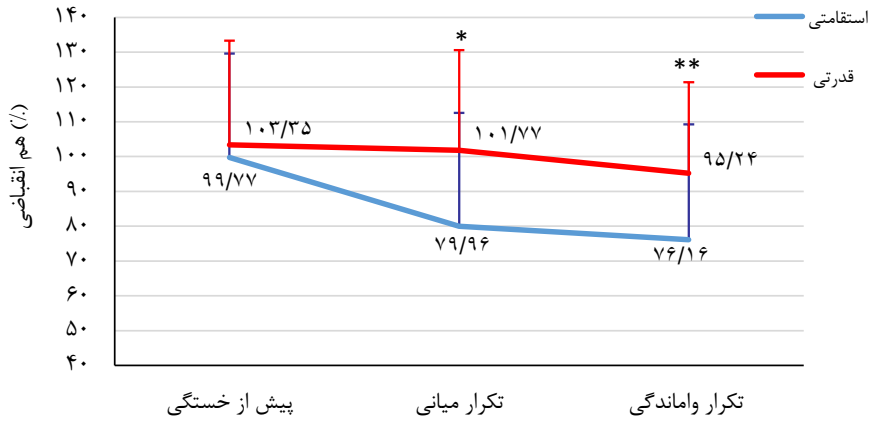
به منظور اجرای پروتکل‌های خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی، شرکت کنندگان آزمون پرس پای قدرتی را با ۹۰ درصد 1RM (واکر[1] و دیگران، ۲۰۱۲)، و آزمون پرس پای استقامتی را با ۵۰ درصد 1RM (کلارک[2] و دیگران، ۲۰۰۳)، با سرعت متوسط انتخابی و در دامنه حرکتی کامل (نیویادومسکی[3] و دیگران، ۲۰۰۸)، به ترتیب در جلسات دوم و سوم آزمون به اجرا درآوردند. اجرای آزمون پرس پای قدرتی و استقامتی تا جایی ادامه یافت که اجراکنندگان به واماندگی برسند و دیگر نتوانند به اجرای حرکت ادامه دهند (کلارک و دیگران، ۲۰۰۳؛ داسیلوا و دیگران، ۲۰۱۴). متغیر وابسته تحقیق حاضر، میزان هم‌انقباضی چهار عضله منتخب بود. هم‌انقباضی عضلات در سه تکرار از مجموع تکرارهای پرس پای هر شرکت کننده محاسبه و وارد تحلیل آماری گردید. تکرار اول که همان اولین حرکت پرس پا بود، به عنوان تکرار پیش از خستگی در نظر گرفته شد. آخرین اجرای صحیح حرکت پرس پا هنگام واماندگی نیز به تکرار زمان واماندگی و یک اجرای حرکت در حد فاصل مجموع حرکات پرس پا، به عنوان تکرار میانی در نظر گرفته شد. به منظور نرمال سازی داده‌ها، مقادیر RMS به دست آمده مربوط به هر عضله بر RMS حاصل از MVIC همان عضله تقسیم شد و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب گردید. هم‌انقباضی عضلات با استفاده از روش زیر (ارویلا[4] و دیگران، ۲۰۱۲) محاسبه گردید.

$$\text{هم‌انقباضی} = ۲ \times \frac{\text{عضلات آنتاگونیست}}{\text{عضلات آگونیست} + \text{عضلات آنتاگونیست}} \times ۱۰۰$$

توزیع طبیعی داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو - ویلک[5] بررسی گردید. ازآنجا که توزیع داده‌ها طبیعی بود، برای تجزیه و تحلیل آماری داده ها، آزمون های پارامتریک تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر[6] و آزمون تعقیبی بونفرونی[7] مورد بهره برداری قرار گرفتند. سطح معنی‌داری در کلیه موارد $p<۰/۰۵$ درنظر گرفته شد و محاسبات با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۶ صورت گرفت.

یافته ها

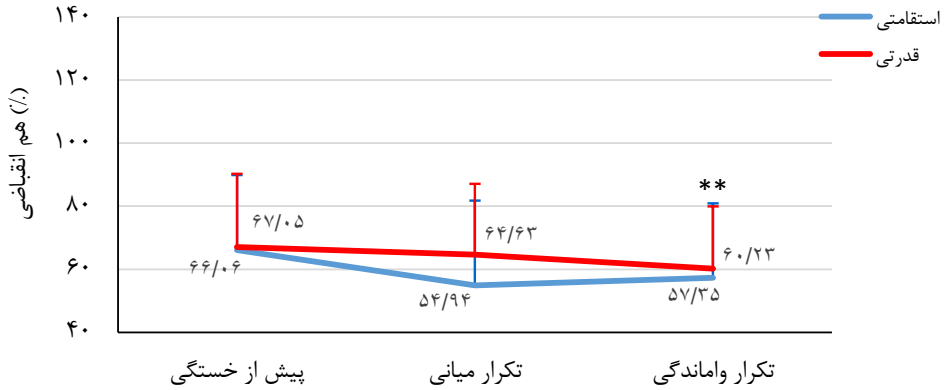
میانگین 1RM آزمودنی‌ها حین اجرای حرکت پرس پا برابر با ۱۵/۰۵±۷۴ کیلوگرم بود. در شکل یک نتایج مربوط به مقایسه هم‌انقباضی عضلات راست رانی و دوسر رانی ارائه شده است. بر اساس نتایج بدست آمده، هم‌انقباضی عضلات راست رانی و دوسر رانی در طول اجرای هر دو پروتکل خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی، از مرحله تکرار پیش از خستگی تا تکرار میانی ($p=۰/۰۳$) و از مرحله تکرار پیش از خستگی تا تکرار در زمان واماندگی ($p=۰/۰۰۲$)؛ کاهش معنی داری داشت؛ ضمن آن که کاهش ایجاد شده در هر دو پروتکل خستگی یکسان بود ($p=۰/۲۵$) و تفاوت معنی داری آماری نداشت.



شکل ۱. مقایسه هم‌انقباضی عضلات راست رانی و دوسر رانی ناشی از اجرای قدرتی و استقامتی در سه زمان پیش از خستگی، تکرار میانی و تکرار واماندگی؛ * نشانه تفاوت معنی دار در سطح $p<۰/۰۵$ و ** نشانه تفاوت معنی داری در سطح $p<۰/۰۱$ است.

1. Walker
2. Clark
3. Niewiadomski
4. Ervilha
5. Shapiro-Wilk
6. Repeated measure analysis of variance
7. Bonferroni

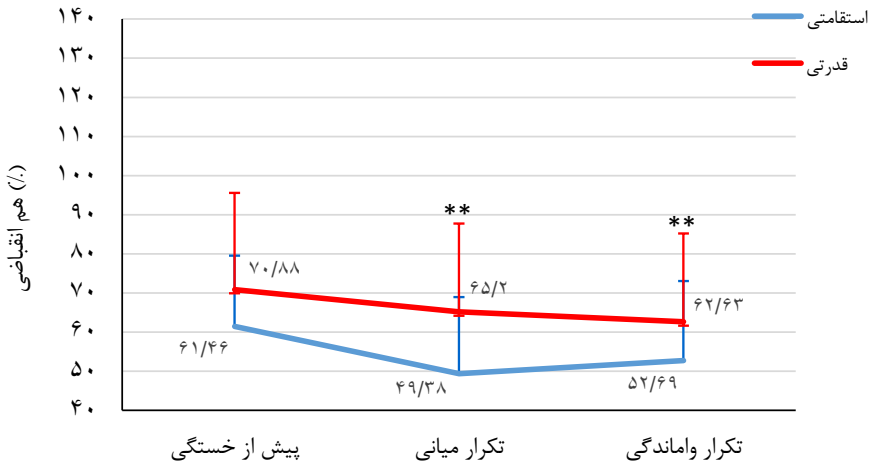
در شکل دو نتایج مربوط به مقایسه هم‌انقباضی عضلات پهن خارجی و دوسر رانی ارائه شده است. بر اساس نتایج بدست آمده، هم‌انقباضی عضلات پهن خارجی و دوسر رانی در طول اجرای هر دو پروتکل خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی، در تکرار پیش از خستگی تا تکرار واماندگی کاهش معنی داری داشته است (p=۰/۰۱). قابل ذکر است این کاهش در هر دو پروتکل خستگی یکسان بود و به لحاظ آماری تفاوت معنی داری نداشت (p=۰/۶۶).



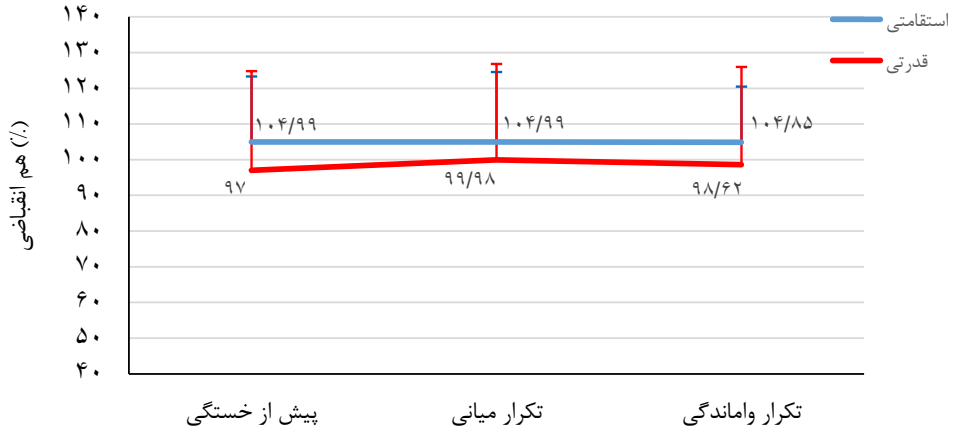
شکل ۲. مقایسه هم‌انقباضی عضلات پهن خارجی و دوسر رانی ناشی از اجرای قدرتی و استقامتی در سه زمان پیش از خستگی، تکرار میانی و تکرار واماندگی؛ ** نشانه تفاوت معنی داری در سطح p<۰/۰۱ است.

نتایج مربوط به مقایسه هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و دوسر رانی در شکل سه ارائه شده است. براساس نتایج بدست آمده، هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و دوسر رانی در طول اجرای هر دو پروتکل خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی، کاهش معنی داری داشت. سطح معنی‌داری بین تکرار پیش از خستگی با تکرار میانی و تکرار واماندگی به ترتیب برابر با p=۰/۰۰۵ و p=۰/۰۱ بود. قابل ذکر است این کاهش در هر دو پروتکل خستگی یکسان بود و به لحاظ آماری تفاوت معنی داری نداشت (p=۰/۲۲)(شکل سه).

در شکل چهار نتایج مربوط به مقایسه هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و پهن خارجی ارائه شده است. بر اساس نتایج بدست آمده، میزان هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و پهن خارجی در طول اجرای هر دو پروتکل خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی ثابت بود و تغییر معنی داری نداشت (p=۰/۵۶). قابل ذکر است که عامل نوع پروتکل خستگی نیز بر روند تغییرات هم‌انقباضی تاثیرگذار نبود، به گونه ای که این عدم تغییر حین اجرای هر دو پروتکل خستگی یکسان و به لحاظ آماری معنی دار نبود (p=۰/۵۵).



شکل ۳. مقایسه هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و دوسر رانی ناشی از اجرای قدرتی و استقامتی در سه زمان پیش از خستگی، تکرار میانی و تکرار واماندگی؛ ** نشانه تفاوت معنی داری در سطح p<۰/۰۱ است.



شکل ۴. مقایسه هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و پهن خارجی ناشی از اجرای قدرتی و استقامتی در سه زمان پیش از خستگی، تکرار میانی و تکرار واماندگی. تفاوت معنی داری بین مراحل مختلف مشاهده نشد.

بحث

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که هم‌انقباضی عضلات راست رانی و دوسر رانی، پهن خارجی و دوسر رانی، و همچنین پهن داخلی و دوسر رانی؛ تحت تاثیر خستگی کاهش می یابد. اما میزان هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و پهن خارجی در اثر خستگی، تغییری معنی داری نمی کند. دیگر یافته مهم تحقیق حاضر این بود که تمامی تغییرات مذکور حین اجرای هر دو پروتکل خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی، مشابه بود و تفاوت معنی داری نداشت.

از آنجا که مکانیسم هم‌انقباضی تحت کنترل سیستم عصبی مرکزی است (رزا[1]، ۲۰۱۵) و خستگی نیز متغیری است که منشاء عصبی دارد، انتظار می رود هنگام اجرای فعالیت بدنی و همزمان با ظهور خستگی، الگوی هم‌انقباضی عضلات تغییر کند. نتایج تحقیق حاضر هم این مطلب را تایید کرد، زیرا هم‌انقباضی عضلانی در هر سه جفت از عضلات منتخب (راست رانی و دوسر رانی، پهن خارجی و دوسر رانی، پهن داخلی و دوسر رانی)، تحت تاثیر خستگی کاهش یافت. نارا[2] و دیگران (۲۰۱۶) نشان داده اند که با پیشرفت خستگی، هم‌انقباضی عضلانی کاهش می‌یابد. پروتکل خستگی در تحقیق مذکور حرکت باز کردن زانو با ۳۰ درصد 1RM بود و آزمودنی‌ها این حرکت را تا حداکثر مدت زمان ممکن اجرا کردند. نتیجه تحقیق میسنارد و دیگران (۲۰۰۸) نیز حاکی از آن بود که خستگی منجر به کاهش هم‌انقباضی عضلات حین انقباضات ایزومتریک (با شدت ۶۰ درصد MVIC) می شود. یکی از وظایف مهم سیستم عصبی مرکزی، کنترل دقت حرکت است. برای این که حرکات فرد با دقت انجام شود، سیستم عصبی مرکزی باید هم‌انقباضی عضلات را در سطح مطلوب نگه دارد؛ وضعیتی که به انرژی نیاز دارد. به عبارت دیگر، حین اجرای فعالیت بدنی و هنگام بروز خستگی، سیستم عصبی مرکزی برای کاهش مصرف انرژی، هم‌انقباضی عضلانی را کاهش می‌دهد (میسنارد و دیگران، ۲۰۰۸)؛ از این رو به نظر می‌رسد دلیل کاهش هم‌انقباضی هنگام خستگی، نقش سیستم عصبی در کاهش مصرف انرژی و بهبود اقتصاد حرکت باشد.

یکی دیگر از یافته‌های پژوهش حاضر این بود که میزان هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و پهن خارجی حین خستگی تغییری نمی کند. داسیلوا و دیگران (۲۰۱۴) به بررسی تاثیر خستگی بر هم‌انقباضی عضلات پهن خارجی و پهن داخلی در طول انقباضات زیر بیشینه ایزومتریک باز کردن زانو پرداخته و نشان داده اند که خستگی بر هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و پهن خارجی تاثیر معنی‌داری ندارد. این محققان در تفسیر نتایج خود، عدم تغییر میزان هم‌انقباضی عضلات را به نیاز ویژه و اختصاصی ارگانیسم برای ایجاد تنظیمات و یا اصلاحاتی نسبت داده‌اند که منجر به حفظ ثبات مفصل در سطح اولیه‌اش می‌شود. بنابراین به نظر می‌رسد تغییر الگوی هم‌انقباضی هنگام بروز خستگی، به عضله منتخب بستگی دارد. مطالعات انجام شده در رابطه با فیزیولوژی عصب و عضله بیانگر آن هستند که عضلات مختلف به دلیل سازگاری‌های عصبی و ساختارهای آناتومیکی منحصر به فرد، واکنش‌های متفاوتی نسبت به خستگی دارند. به طوری که عواملی نظیر ظرفیت استقامتی عضله، مشارکت بازخورد اعصاب آوران، نسبت تارهای عضلانی قرمز به سفید در هر عضله، و دسته‌بندی واحدهای حرکتی بر اساس خستگی‌پذیری؛

1. Rosa
2. Nara

در توسعه خستگی در عضلات منتخب نقش دارند (انوکا و دوشاتو[1]، ۲۰۰۸). تیلور[2] و دیگران (۲۰۱۶) نیز در یک مقاله مروری بیان کرده اند که عواملی همچون موقعیت قرارگیری عضلات در اندام فوقانی و تحتانی، پروگزیمال و یا دیستال[3] بودن، ترکیب و معماری عضله از نظر تارهای عضلانی و تعداد واحد حرکتی؛ باید به عنوان عوامل مؤثر بر نرخ تغییرات خستگی در انقباضات زیر بیشینه در نظر گرفته شوند. از این رو، ارائه پاسخ‌های متفاوت از سوی عضلات مختلف در واکنش به خستگی، منطقی به نظر می‌رسد و احتمالا همین امر منجر به کسب نتایج متفاوت در مقادیر هم‌انقباضی‌ها حین اجرای پروتکل خستگی در تحقیق حاضر شده است. از طرفی، سهم و میزان درگیری عضلات مختلف در یک حرکت ثابت، متفاوت بوده و طبیعتاً الگوی هم‌انقباضی نیز متاثر از این میزان مشارکت، تغییر خواهد کرد.

یکی از مهم ترین یافته های پژوهش حاضر این بود که پروتکل خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی در حرکت پرس پا، بر هم انقباضی عضلات منتخب (راست رانی و دوسر رانی، پهن خارجی و دوسر رانی، پهن داخلی و دوسر رانی، پهن داخلی و پهن خارجی) تاثیر مشابهی دارد. طبق بررسی‌های به عمل آمده، پژوهش حاضر جزو معدود مطالعاتی است که به مقایسه تاثیر دو پروتکل خستگی ناشی از تکرارهای استقامتی و قدرتی، بر میزان هم‌انقباضی می پردازد و به همین دلیل، گزارش های مشابهی برای مقایسه وجود ندارد. لذا برای توضیح یافته‌های این پژوهش از استدلال‌های موجود و غیرمستقیم تاثیر خستگی بر هم‌انقباضی عضلانی استفاده می شود. انتظار داشتیم با توجه به تفاوت در الگوی انقباضی و فراخوانی واحدهای حرکتی در تکرارهای قدرتی و استقامتی حین فعالیت مقاومتی، بین تغییرات الگوی هم‌انقباضی پس از اعمال پروتکل های خستگی، تفاوت معنی داری وجود داشته باشد؛ در حالی که چنین نشد. یکی از دلایل احتمالی، یکسان بودن الگوی مهارتی در دو پروتکل خستگی اجرا شده و به کارگیری عضلات به شیوه ای مشابه است. از طرفی، عدم تفاوت در تغییرات الگوی هم‌انقباضی پس از اعمال دو پروتکل خستگی قدرتی و استقامتی، بیانگر این موضوع است که الگوی حرکتی اولیه (پرس پا) که در هر دو پروتکل یکسان بود، نسبت به تواتر و شدت تحریک عصبی متفاوت در دو پروتکل مورد نظر، از نقش بیشتری در تعیین الگوی هم انقباضی حین خستگی برخوردار است. مطالعات انجام شده در رابطه با بررسی تاثیر تمرینات مقاومتی بر مکانیسم‌های خستگی، دال بر آن است که ظهور خستگی مرکزی مستقل از بار و الگوی تمرین، در هر دو نوع فعالیت قدرتی و استقامتی، اتفاق می‌افتد (صدری و دیگران، ۲۰۱۴). بررسی کینتیک خستگی نیز نشان از آن دارد که حین اجرای فعالیت، ابتدا خستگی محیطی رخ می‌دهد. در همین حال سیستم عصبی مرکزی تلاش می‌کند با فعال کردن واحدهای حرکتی بیشتر، مانع از بروز اختلال در نیروی تولیدی شود (صدری و دیگران، ۲۰۱۴). هنگامی که خستگی محیطی از میزان مشخصی بالاتر می‌رود، سیستم عصبی فعال سازی واحدهای حرکتی را کاهش می‌دهد، تا از اختلال گسترده در هموستاز و آسیب عضلات جلوگیری کرده و از مغز، که به دما بسیار حساس است، محافظت نماید (صدری و دیگران، ۲۰۱۴). نتایج مطالعات پیشین هم حاکی از آن است که خستگی مرکزی تحت تاثیر بار فعالیت قرار نمی‌گیرد.

نتیجه گیری: بر اساس نتایج پژوهش حاضر می توان گفت هر دو نوع پروتکل خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی در فعالیت مقاومتی، منجر به کاهش هم‌انقباضی عضلانی می‌شوند. یافته مهم پژوهش حاضر عدم تفاوت در تاثیر پروتکل خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی بر هم‌انقباضی عضلانی است که می‌تواند دال بر اهمیت بیشتر الگوی انقباضی (در مقایسه با شدت انقباض)، در ایجاد خستگی و تغییر در هم‌انقباضی عضلات باشد. با این حال، مطالعه در این زمینه محدود است و پژوهش‌های بیشتری لازم است تا شناخت دقیقی از تاثیر متفاوت خستگی ناشی از تکرارهای قدرتی و استقامتی، بر میزان هم‌انقباضی عضلانی بدست آید. به دلیل عدم دستیابی به ابزار آزمایشگاهی مناسب، ارزیابی هم‌انقباضی عضلات مفصل زانو در طول دامنه حرکتی کامل اجرای حرکت پرس پا انجام شد که منجر به شکل‌گیری محدودیت تحقیق حاضر گردید؛ از این رو پیشنهاد می شود در تحقیقات بعدی هم انقباضی عضلات در دو مرحله جداگانه حرکت پرس پا (باز کردن و خم کردن زانو) مورد تحلیل و بررسی قرار گیرد.

تعارض منافع

هیچگونه تضاد منافع در تحقیق حاضر وجود ندارد.

قدردانی و تشکر

بدین وسیله از شرکت کنندگان در مطالعه که داوطلبانه در اجرای این پژوهش مشارکت نمودند، قدردانی می شود.

1. Enoka & Duchateau
2. Taylor
3. Proximal & distal

منابع

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

Bull, F.C., Al-Ansari, S.S., Biddle, S., Borodulin, K., Buman, M.P ,.Cardon, G., & Chou, R. (2020). World Health Organization 2020 guidelines on physical activity and sedentary behaviour. *British Journal of Sports Medicine, 54***(24), 1451-1462**.

Boyas, S., & Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, 54***(2), 88-108**.

Clark, B.C., Manini, T.M., Thé, D.J., Doldo, N.A., & Ploutz-Snyder, L.L. (2003). Gender differences in skeletal muscle fatigability are related to contraction type and EMG spectral compression. *Journal of Applied Physiology, 94***(6), 2263-2272.**

da Silva, C.R., de Oliveira Silva, D., Aragão, F.A., Ferrari, D., Alves, N., & de Azevedo, F.M. (2014). Infuence of neuromascular fatigue on co-contraction between Vastus Medialis and Vastus Lateralis during isometric contractions. *Kinesiology, 46***(2), 175-185.**

Enoka, R.M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology, 586***(1), 11-23.**

Ervilha, U., Graven-Nielsen, T., & Duarte, M. (2012). A simple test of muscle coactivation estimation using electromyography. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research, 45***(10), 977-981**.

Fonseca, S., Silva, P., Ocarino, J., & Ursine, P. (2001). Electromyographic analysis of a muscle co-contraction method quantification. *Brazilian Journal of Movement Science, 9***(3), 23-30.**

Gabriel, J.P., Ausborn, J., Ampatzis, K., Mahmood, R., Eklöf-Ljunggren, E., & El Manira, A. (2011). Principles governing recruitment of motoneurons during swimming in zebrafish. *Nature Neuroscience, 14***(1), 93**.

Gandevia, S.C .(2001) . Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews, 81***(4), 1725-1789**.

Gibson, A.S.C., Lambert, M.I., & Noakes, T.D. (2001). Neural control of force output during maximal and submaximal exercise. *Sports Medicine, 31***(9), 637-650.**

Gonzalez, A.M., Ghigiarelli, J.J., Sell, K.M., Shone, E.W., Kelly, C.F., & Mangine, G.T. (2017). Muscle activation during resistance exercise at 70% and 90% 1-repetition maximum in resistance-trained men. *Muscle & Nerve, 56***(3), 505-509.**

Green, H. (1987). Neuromuscular aspects of fatigue. ***Can.*** *Journal of Sports Sciences, 12***(Suppl 1), 7s-19s.**

Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 10***(5), 361-374.**

Katsavelis, D., & Threlkeld, A.J. (2014). Quantifying thigh muscle co-activation during isometric knee extension contractions: Within-and between-session reliability. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 24***(4), 502-507.**

Kilroy, E.A., Crabtree, O.M., Crosby, B., Parker, A., & Barfield, W.R. (2016). The effect of single-leg stance on dancer and control group static balance. *International Journal of Exercise Science, 9***(2), 110.**

Linnamo, V., Häkkinen, K., & Komi, P. (1997). Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 77***(1-2), 176-181.**

Missenard, O., Mottet, D., & Perrey, S. (2008). The role of cocontraction in the impairment of movement accuracy with fatigue. *Experimental Brain Research, 185***(1), 151-156.**

Murley, G.S., & Bird, A.R. (2006). The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Clinical Biomechanics, 21***(10), 1074-1080.**

Nara, S., Kaur, M., Shaw, D., & Bhatia, D. (2016). Significance of bilateral coactivation ratio for analysis of neuromuscular fatigue of selected knee extensor muscle during isometric contractions at 0 in sportspersons. *Biomedical Science and Engineering, 4*, **31-36.**

Niewiadomski, W., Laskowska, D., Gąsiorowska, A., Cybulski, G., Strasz, A., & Langfort, J. (2008). Determination and prediction of one repetition maximum (1RM): Safety considerations. *Journal of Human Kinetics, 19***(1), 109-120.**

Pascoe, M.A., Holmes, M.R., Stuart, D.G., & Enoka, R.M. (2014). Discharge characteristics of motor units during long-duration contractions. *Experimental Physiology, 99***(10), 1387-1398.**

Potvin, J., & O'brien, P. (1998). Trunk muscle co-contraction increases during fatiguing, isometric, lateral bend exertions: possible implications for spine stability. *Spine, 23***(7), 774-780.**

Rashidi, E., Hosseini Kakhak, S.A.R., & Askari, R. (2019). The effect of 8 weeks resistance training with low load and high load on Testosterone, Insulin-like growth factor-1, Insulin-like growth factor binding protein-3 levels, and functional adaptations in older women. *Iranian Journal of Ageing, 14***(3), 356-367. [In Persian]**

Rosa, M. (2015). Co-contraction role on human motor control. A neural basis. *Journal of Novel Physiotherapies, 5***(1), 1-5.**

Sadri, K., Khani, M., & Sadri, I. (2014). Role of central fatigue in resistance and endurance exercises: an emphasis on mechanisms and potential sites. *Sportlogia, 10***(2), 65-80.**

Smith, C.M., Housh, T.J., Hill, E.C., Keller, J.L., Johnson, G.O., & Schmidt, R.J. (2018). Co-activation, estimated anterior and posterior cruciate ligament forces, and motor unit activation strategies during the time course of fatigue. *Sports, 6***(4), 104.**

Taylor, J.L., Amann, M., Duchateau, J., Meeusen, R., & Rice, C.L. (2016). Neural contributions to muscle fatigue: from the brain to the muscle and back again. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 48***(11),2294-2306.**

Walker, S., Davis, L., Avela, J., & Häkkinen, K. (2012). Neuromuscular fatigue during dynamic maximal strength and hypertrophic resistance loadings. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 22***(3), 356-362.**

Weir, J.P., Keefe, D.A., Eaton, J.F., Augustine, R.T., & Tobin, D.M. (1998). Effect of fatigue on hamstring coactivation during isokinetic knee extensions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 78***(6), 555-559.**

Zahir, F., Budhwar, R., Gonsalves, G., Green, L., & Barua, A. (2017). The physiological basis of neuromuscular fatigue during high intensity exercise. *STEM Fellowship Journal, 3***(2), 1-3.**