تأثیر میزان افت نیروی اکستنشن زانو ناشی از خستگی بر هم انقباضی عضلانی

لیلا غزاله*[۱]، فهیمه بخشی‌زاده[۲]، رعنا فیاض میلانی[۳]

۱. استادیار، بیومکانیک ورزشی، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه الزهرا، تهران، ایران
۲. کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزش، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه الزهرا، تهران، ایران
۳. استادیار، فیزیولوژی ورزشی، گروه علوم زیستی در ورزش و تندرستی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

مقاله پژوهشی تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۹/۲/٤ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۹/۱۲ شماره صفحات: **٦٥ تا ٧٥**

چکیده

تغییر میزان هم‌انقباضی ناشی از خستگی در درصدهای مختلف افت نیرو نیاز به بررسی دارد. هدف تحقیق حاضر بررسی تأثیر میزان افت نیروی اکستنشن زانو ناشی از خستگی بر هم‌انقباضی عضلانی بود. ۱۰ زن سالم و فعال با میانگین سنی ۲۶/۱۰±۲/۹۹ سال پروتکل خستگی که شامل ۵ ثانیه حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC) اکستنشن زانو و ۵ ثانیه استراحت بود را اجرا کردند. هم‌انقباضی عضلات، در تکرارهایی موردمحاسبه قرار گرفت که میزان نیروی MVIC در آن تکرارها نسبت به نیروی پیش از خستگی به میزان ۱۰، ۲۰، ۳۰، ٤۰ و ۵۰ درصد کاهش‌یافته بود. نیروی اکستنشن زانو و فعالیت عضلات منتخب به ترتیب با استفاده از دستگاه آیزوکنتیک و سیستم الکترومایوگرافی ثبت شدند. به لحاظ آماری اختلافی بین هم‌انقباضی عضلات پهن داخلی و خارجی در درصدهای متفاوت افت نیرو وجود نداشت. هم‌انقباضی عضلات راست رانی و دوسررانی در ٤۰ و ۵۰ درصد افت نیرو، نسبت به هم‌انقباضی پیش از خستگی افزایش یافت (P<۰/۰۱). هم‌انقباضی عضلات دوسررانی و پهن خارجی در ۳۰،۲۰ و ٤۰ درصد افت نیرو و هم‌انقباضی عضلات دوسررانی و پهن داخلی در ٤۰ درصد افت نیرو، نسبت به هم‌انقباضی پیش از خستگی افزایش یافت (P<۰/۰۵). نتایج به‌طورکلی نشان دادند تغییر شاخص هم‌انقباضی هنگام خستگی تحت تأثیر عضله منتخب و میزان افت نیرو بود. یافته تحقیق حاضر می‌تواند به محققان در تصمیم‌گیری درباره نحوه تأثیر خستگی عصبی-عضلانی بر هم‌انقباضی عضلات کمک نماید.

کلیدواژه‌ها: نیروی عضلانی، الکترومایوگرافی، خستگی، هم‌انقباضی.

Effect of knee extension force reduction induced by fatigue on muscle co-contraction

Leila Ghazaleh*[1]., Fahimeh Bakhshizadeh[2]., Rana Fayazmilani[3].

1. Assistant Professor, Sport Biomechanics, Department of Sport Physiology, Faculty of Sport Sciences, Alzahra University, Tehran, Iran
2. Master of Science, Sport Physiology Department, Faculty of Sport Sciences, Alzahra University, Tehran, Iran
3. Assistant Professor, Sport Physiology, Sport Biological Sciences Department, Faculty of Sport Sciences and Health, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran

Abstract

It is necessary to examine the changes of muscle co-contraction in different percent of fatigue-induced force reduction. The present study aims to investigate the effect of fatigue-induced force reduction of knee extension on muscle co-contraction. Ten healthy and active women aged 26.10±2.99 years performed fatigue protocol including 5 seconds of maximal voluntary isometric contraction (MVIC) of the knee extension and a 5-second rest. Muscle co-contraction was calculated for each subject in the repetitions in which the MVIC force was reduced by 10, 20, 30, 40 and 50% as compared to the pre-fatigue MVIC force. Knee extension force and muscle activity measured by Isokinetic and electromyography apparatus, respectively. The difference between co-contraction of vastus lateralis and medialis in different percentages of force reduction was not statistically significant. The co-contraction of rectus femoris and biceps femoris increased by 40 and 50% of force reduction compared to pre-fatigue co-contraction (P<0.01). Co-contraction of biceps femoris and vastus lateralis increased by 20, 30, and 40%, as well as co-contraction of biceps femoris and vastus medialis increased 40% of the force reduction, compared to pre-fatigue co-contraction (P <0.05). The results, overall, showed that the change of co-contraction during fatigue is influenced by the selected muscle and the rate of force reduction. This finding can help researchers decide how neuromuscular fatigue effects on muscle co-contraction

keywords: Muscle force, Electromyography, Fatigue, Co-contraction

*Lighazale@gmail.com

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.6.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.65]

مقدمه

خستگی یک تجربه متداول هنگام انجام فعالیت‌های جسمانی و حرکات ورزشی است (۱). خستگی عضلانی به‌عنوان کاهش ظرفیت توان و نیروی حداکثری (۲) حین انجام فعالیت بدنی تعریف می‌شود، به‌طوری‌که پس از ظهور خستگی انقباضات عضلانی زیربیشینه می‌توانند تداوم یابند (۲). محققان معتقدند خستگی پس از ظهور به‌طور پیش‌رونده توسعه می‌یابد تا اینکه عضله دیگر قادر به اجرای حرکت موردنظر نیست (۳).

مطالعات نشان می‌دهند، خستگی منشأ مرکزی و محیطی دارد (۳). خستگی مرکزی شامل تمام رویدادهای فیزیولوژیکی مربوط به سطح نخاع و بالاتر از نخاع است. در خستگی مرکزی تعداد و سرعت فراخوانی واحدهای حرکتی کاهش می‌یابد (۳). خستگی محیطی نیز مربوط به مکانیسم‌های انقباضی است و طی آن قدرت انقباض تارهای عضلانی کاهش می‌یابد (۳). عوامل درگیر در خستگی محیطی شامل انتقال‌دهنده‌های عصبی-عضلانی، هدایت پتانسیل عمل و کوپل تحریک-انقباض هستند (۳). خستگی یکی از موضوعات مهم در تحقیقات کلینیکی است. ازجمله متغیرهای مهمی که در این تحقیقات تأثیر خستگی بر آن موردبررسی قرارگرفته، هم انقباضی عضلانی[1] است (٤). به عمل هم‌زمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست اطراف مفصل، هم انقباضی گفته می‌شود (۵). هم انقباضی که همانند دیگر سینرژی‌های عضلانی[2]، تحت کنترل سیستم عصبی است (٦)، در توزیع یکسان بار در سطوح مفصلی، تثبیت مفصل، کارایی حرکت (۷) و همچنین بهبود تعادل (۸) مشارکت دارد. بررسی‌ها نشان می‌دهند کنترل هم انقباضی عضلات در سطح مطلوب، در اثربخشی و کارایی حرکت و همچنین عدم بروز آسیب اسکلتی-عضلانی تأثیر دارد. به‌طوری‌که اگرچه افزایش هم انقباضی باعث افزایش ثبات مفصل و بهبود تعادل می‌شود اما می‌تواند منجر به تخریب سطوح مفصلی (۹) و افزایش مصرف انرژی (۱۰) گردد. به نظر می‌رسد بین خستگی به‌عنوان یک متغیر فیزیولوژیکی و هم انقباضی به‌عنوان یک متغیر عملکردی ارتباط وجود دارد چون هر دو تحت تأثیر و کنترل سیستم عصبی هستند (۳, ٦). علت اینکه برخی از محققان به بررسی تأثیر خستگی بر هم انقباضی عضلانی پرداخته‌اند (٤, ۱۱-۱۳) نیز همین موضوع است. فرض محققان مذکور این است که هنگام مواجه با خستگی و تغییر عملکرد سیستم عصبی عضلانی، کنترل هم انقباضی تحت تأثیر قرارگرفته و در نتیجه میزان آن تغییر خواهد کرد. با تغییر میزان هم انقباضی، احتمال اینکه فرد با آسیب‌های اسکلتی عضلانی و همچنین کاهش کارایی حرکتی مواجه شود، افزایش می‌یابد. نکته حائز اهمیت این است که نتایج تحقیقاتی که به بررسی تأثیر خستگی بر هم انقباضی پرداخته‌اند، متناقض است. به‌طوری‌که نتایج برخی تحقیقات نشان می‌دهند خستگی منجر به کاهش هم انقباضی عضلانی حین انجام فعالیت بدنی می‌شود (۱۲, ١٤).

از سوی دیگر برخی محققان اظهار داشته‌اند، خستگی میزان هم انقباضی را افزایش می‌دهد (۱۱, ۱۳). در این میان محقق دیگری بیان کرد که خستگی بر هم انقباضی عضلانی تأثیری ندارد (٤). یافتن علت تناقض نتایج تحقیقات مذکور مهم است، چراکه با مشخص شدن نحوه تأثیر خستگی بر هم انقباضی عضلات می‌توان

1. Muscle co-contraction
2. Muscle synergy

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.6.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.65]

اطلاعات مفیدی در رابطه با اثرات ناشی از نامتعادل شدن هم انقباضی طبیعی عضلات، مانند بروز آسیب‌های اسکلتی، دقت و کارایی حرکت به دست آورد. بررسی دقیق تحقیقات انجام‌شده در حوزه تأثیر خستگی بر هم انقباضی نشان می‌دهد، در این تحقیقات از پروتکل‌های متفاوتی برای خسته نمودن آزمودنی‌ها استفاده‌شده و مهم‌تر آنکه مرزهای متفاوتی برای خستگی در نظر گرفته‌شده است. به‌طوری‌که روتمولر و همکاران (۱۹۹۵) تأثیر پیشرفت خستگی تا مرز ۵۰ درصد حداکثر انقباض ارادی[1] (MVC) را بر همکاری آنتاگونیستی[2] عضلات دوسر رانی بررسی نمودند. نتیجه تحقیق آن‌ها حاکی از آن بود که با پیشرفت خستگی هم انقباضی افزایش می‌یابد (۱۳). در تحقیق نارا و همکاران (۲۰۱٦) آزمودنی‌ها باید پس از اجرای پروتکل خستگی که عبارت بود از ۳۰ تکرار بیشینه، زانو را در وضعیت اکستنشن تا حد واماندگی نگه می‌داشتند. بر اساس نتایج آن‌ها با پیشرفت خستگی هم انقباضی عضلات پهن داخلی و پهن خارجی کاهش یافت (۱۲). پروتکل خستگی در تحقیق سیلوا و همکاران (۲۰۱٤) اجرای حرکت اکستنشن زانو با باری معادل ۵۰ درصد MVC بود. مرز خستگی نقطه‌ای در نظر گرفته شد که افت بیش از ۱۰ درصد در بار موردنظر رخ دهد. آن‌ها در حرکت اکستنشن زانو نسبت فعالیت پهن داخلی به پهن خارجی را محاسبه کردند و نتیجه گرفتند خستگی بر هم انقباضی عضلات مذکور تأثیری ندارد (٤). در تحقیق کلیس و همکاران (۲۰۱۱) نیز آزمودنی‌ها حرکت دینامیک (خم و باز کردن) مفصل زانو را به‌عنوان پروتکل خستگی تا حدی ادامه دادند که دیگر قادر نبودند بیش از ۳۰ درصد حداکثر گشتاور اولیه را اعمال نمایند. نتیجه تحقیق آن‌ها حاکی از آن بود که خستگی منجر به تغییر الگوی هم انقباضی عضله پهن داخلی نسبت به دوسر رانی حین دویدن می‌شود (۱۵)؛ بنابراین ممکن است مرزهای متفاوتی که محققان برای خستگی در نظر گرفته‌اند منجر به گزارش نتایج متفاوت شده باشد. به‌عبارت‌دیگر ممکن است تغییر الگو و میزان هم انقباضی ناشی از خستگی در درصدهای مختلف افت نیرو متفاوت باشد. چون بر اساس تعریف ارائه‌شده برای خستگی از زمانی که اولین کاهش در نیروی تولیدی عضله رخ می‌دهد تا واماندگی، فرد در معرض خستگی قرار دارد؛ بنابراین می‌توان این سؤال را مطرح نمود که آیا هم انقباضی تحت تأثیر میزان افت نیرو حین خستگی است یا الگوی تغییرات هم انقباضی در جریان پیشرفت خستگی یکسان است؟ ازاین‌رو تحقیق حاضر باهدف بررسی تأثیر میزان افت نیرو حین خستگی بر هم انقباضی عضلانی انجام شد.

روش‌شناسی

جامعه آماری پژوهش حاضر زنان فعال با دامنهٔ سنی ۲۲ تا ۳۰ سال بودند. تعداد ۱۰ نفر (سن: ۲/۹۹ ±۲٦/۱۰ سال، قد: ٦/۵۱ ±۱٦٦/۲۰ سانتی‌متر، وزن: ٦/٦۸ ±۵۹/٦۰ کیلوگرم) به روش نمونه‌گیری تصادفی در دسترس از میان دانشجویان دختر به‌عنوان نمونه تحقیق انتخاب شدند. معیارهای ورود به تحقیق عبارت بودند از: شاخص توده بدنی در دامنه مطلوب (۱۹ الی ۲۵)، عدم ابتلا به بیماری‌های عصبی- عضلانی، عدم آسیب

1. Maximum voluntary contraction (MVC)

2. Antagonist coactivation

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.6.8]

[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.65]

عضلانی- مفصلی در اندام تحتانی و عدم ابتلا به ناهنجاری‌های اسکلتی- عضلانی (۱۵-۱۸). افراد داوطلبی که شرایط ورود به تحقیق حاضر را داشتند با نحوه اجرای آزمون و شرایط تحقیق آشنا می‌شدند و پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه به‌عنوان آزمودنی انتخاب شدند. ابزار مورد استفاده شامل سیستم الکترومایوگرافی (MegaWin، فنلاند) و دستگاه آیزوکنتیک (Biodex، آمریکا) بود. از سیستم الکترومایوگرافی برای ثبت فعالیت عضلات منتخب و از دستگاه آیزوکنتیک برای اندازه‌گیری نیروی اکستنشن زانو استفاده شد. پروتکل خستگی که طی آن نیروی اکستنشن زانو اندازه‌گیری و ثبت می‌شد حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC)[1] اکستنشن زانو بود (۱۹). سه روز قبل از حضور آزمودنی در آزمایشگاه، با مراجعه حضوری به وی نحوه اجرای آزمون‌های MVIC تمرین و به او تأکید می‌شد شب قبل از حضور در آزمایشگاه پوست اندام تحتانی را تمیز نماید به‌طوری‌که در محل قرار دادن الکترودها مو و جرم وجود نداشته باشد. آزمودنی پس از حضور در آزمایشگاه ابتدا بدن خود را گرم می‌کرد. برنامه گرم کردن شامل ۵ دقیقه دوچرخه‌سواری با شدت ۵۰ RPM و ۲۵ وات بود. سپس الکترودگذاری بر روی عضلات منتخب پای برتر که عبارت بودند از راست رانی (RF)[2]، پهن خارجی (VL)[3]، پهن داخلی (VM)[4] و دوسر رانی (BF)[5] به روش SENIAM انجام شد (۲۰).

جهت کاهش مقاومت پوست سطح پوست با استفاده از الکل و پنبه تمیز گردید. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها نیز ۲ سانتی‌متر در نظر گرفته شد (۲۰). برای تعیین پای برتر از فرد خواسته می‌شد به توپی که جلوی پای وی گذاشته می‌شد ضربه بزند. پایی که آزمودنی برای شوت کردن توپ از آن استفاده می‌کرد به‌عنوان پای برتر در نظر گرفته می‌شد (۲۱). بعد از الکترودگذاری، آزمودنی روی صندلی دستگاه آیزوکینتیک می‌نشست به‌طوری‌که زوایا کمر و زانو برای وی تنظیم و تنه و لگن ثابت می‌شد (٤). آزمودنی در ابتدا ۳ حرکت MVIC فلکشن زانو (زاویه ۳۵ درجه) برای نرمال‌سازی فعالیت عضله دوسر رانی انجام می‌داد (۱۵). سپس پروتکل خستگی که شامل ۵ ثانیه MVIC اکستنشن زانو (زاویه ٦۰ درجه) (٤) و ۵ ثانیه استراحت بود را اجرا می‌کرد (۱۹). هم‌زمان با اجرای پروتکل خستگی فعالیت الکتریکی عضلات منتخب نیز ثبت می‌شد. اجرای ۵ ثانیه MVIC اکستنشن زانو و ۵ ثانیه استراحت تا جایی ادامه می‌یافت که نیروی اکستنشن زانو به ۵۰ درصد نیروی اولیه خود برسد. منظور از نیروی اولیه، نیروی اکستنشن زانو پیش از خستگی است و محاسبه آن به‌این‌ترتیب بود که از بین سه تکرار اول اکستنشن زانو، تکراری که بیشترین نیروی ایزوکنتیک را داشت به‌عنوان نیروی اولیه یا نیروی پیش از خستگی انتخاب می‌شد.

میانگین تعداد تکرارهای MVIC آزمودنی‌ها به‌منظور رسیدن به ۵۰ درصد نیروی اولیه خود در طول اجرای پروتکل خستگی ۷۸ تکرار بود. هم انقباضی عضلات، در تکرارهایی موردمحاسبه و نهایتاً تحت آنالیز آماری قرار گرفت که میزان نیروی MVIC اکستنشن زانو در آن تکرارها نسبت به نیروی اولیه یا نیروی پیش از خستگی به میزان ۱۰، ۲۰، ۳۰، ٤۰ و ۵۰ درصد کاهش‌یافته بود. نحوه انتخاب تکرارهای مذکور در طول اجرای پروتکل خستگی به‌این‌ترتیب بود که پس‌ازاینکه میزان نیروی پیش از خستگی برای هر فرد تعیین شد اولین

1. Maximum voluntary isometric contraction (MVIC)
2. Rectus femoris
3. Vastus lateralis
4. Vastus medialis
5. Biceps femoris

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.6.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.65]

تکراری که نیروی MVIC اکستنشن زانو در آن ۱۰ درصد نسبت به نیروی اولیه کاهش‌یافته بود به‌عنوان ۱۰ درصد افت نیرو انتخاب شد. برای انتخاب تکرارهایی با کاهش ۲۰،۳۰،۴۰،۵۰ درصد نسبت به نیروی اولیه نیز به همین ترتیب عمل شد. فرکانس نمونه‌برداری 1000 هرتز، مقاومت ورودی ۱۰۰ مگا اهم و CMRR[1] بیشتر از 110 دسی‌بل بود. به‌منظور پردازش سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی و حذف نویز، از فیلتر میان‌گذر با دامنه فرکانس ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز و از شاخص RMS[2] برای برآورد دامنه فعالیت هر عضله استفاده گردید. مقدار RMS تکرارهای منتخب برای ۳ ثانیه میانی هر آزمون MVIC محاسبه شد. به‌منظور نرمال‌سازی داده‌ها مقادیر RMS به‌دست‌آمده مربوط به هر عضله بر RMS حاصل از MVIC همان عضله تقسیم و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب گردید. میزان هم انقباضی بین عضلات VL و VM، BF و RF، BF و VL و همچنین BF و VM با استفاده از رابطه شماره ۱ محاسبه شد (۲۲). بر اساس این رابطه هرقدر عدد محاسبه‌شده به ۱۰۰ نزدیک‌تر باشد میزان هم انقباضی بیشتر و هراندازه عدد به‌دست‌آمده از ۱۰۰ بیشتر و یا کمتر باشد میزان هم انقباضی کاهش می‌یابد.

$$\text{هم انقباضی} = \frac{RMS_{\text{عضله آنتاگونیست}}}{RMS_{\text{عضله آگونیست}}} \times 100$$

تجزیه‌وتحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS (Version 25, SPSS Inc., Chicago, IL) انجام شد. برای بررسی طبیعی بودن داده‌ها از آزمون شاپیروویلک و به‌منظور تجزیه‌وتحلیل آماری داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس داده‌های تکراری استفاده گردید. سطح معناداری (P ≤۰/۰۵) در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

نتایج مربوط به فعالیت عضلات منتخب در درصدهای مختلف کاهش نیروی اکستنشن زانو در جدول شماره ۱ ارائه‌شده است.

جدول ۱. RMS فعالیت عضلات منتخب در درصدهای مختلف کاهش نیروی اکستنشن زانو

(بر حسب مربع میکروولت و درصد MVIC)

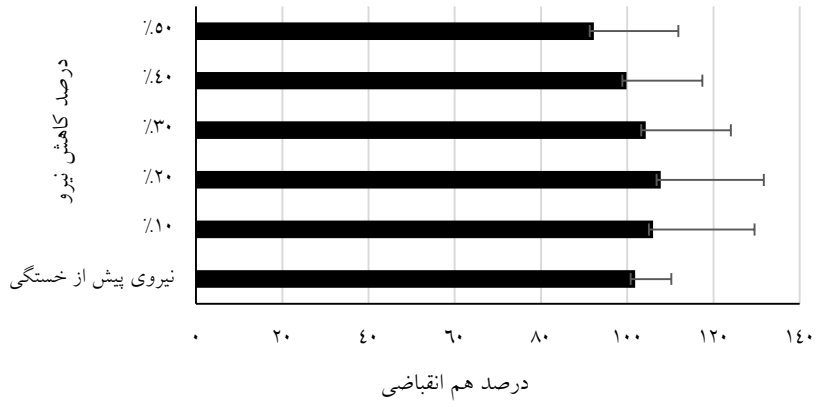
درصد کاهش نیرو	RF	VL	VM	BF
نیروی پیش از خستگی	۸٤/۷۰± ۱٦/۸٦	۸۸/۹۰± ۱۹/۸۹	۸۹/۹۰± ۱۹/۰۲	۲۷/۲۰± ۱٦/۳۰
۱۰ درصد	۷۳/۰۰± ۱۷/٤۸	۷٦/۰۰± ۱۹/۱۵	۷۹/۷۰± ۲٤/۵۹	۲٤/۱۰± ۱۲/۹۰
۲۰ درصد	۷۲/۹۰± ۲۵/٤٤*	۷۳/۳۰± ۱۷/۹٦	۷۷/٦۰± ۲۰/۸۹	۲٦/۸۰± ۱۷/۲۰
۳۰ درصد	۵۱/۸۰± ۲۷/۸۰*	٦۵/٦۰± ۱۷/۲٤*	٦٦/۹۰± ۱۷/۸۸*	۲۵/۱۰± ۱٦/۸۱
٤۰ درصد	٤۹/٤۰± ۲۰/۰۱*	٦۲/٦۰± ۲۲/۲۸*	۵۹/۸۰± ۱۳/۵۱*	۲٤/۷۰± ۱۵/۷۳
۵۰ درصد	٤۲/۳۰± ۱۳/۹۲*	۵۳/۹۰± ۱۸/۳٦*	٤۷/۹۰± ۱۲/۳۸*	۲۱/۷۰± ۱۳/۷۱*

علامت * نشان‌دهنده معنی‌داری در سطح (P ≤۰/۰۵) است.

1. Common mode rejection ratio
2. Root mean square

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.6.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.65]

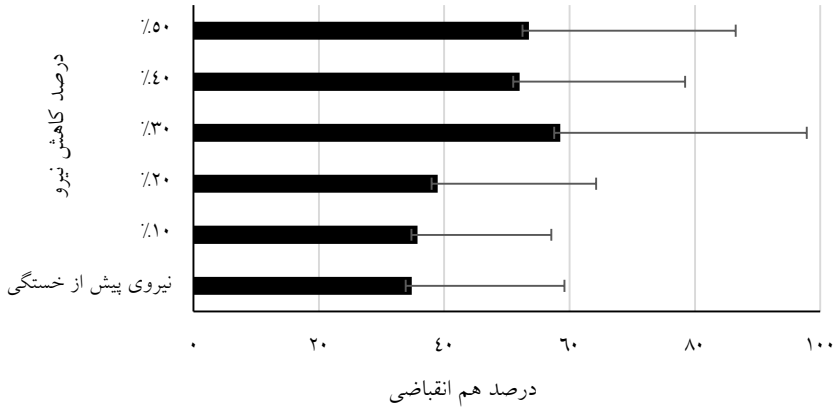
نتایج جدول ۱ نشان می‌دهند فعالیت عضلات آگونیست (RF, VL and VM) با پیشرفت خستگی و کاهش نیروی اکستنشن زانو، کاهش یافت؛ اما آنالیز آماری داده‌ها نشان داد کاهش فعالیت عضله RF و عضلات Vastus به ترتیب از ۲۰ و ۳۰ درصد افت نیرو به بعد، به لحاظ آماری معنی‌دار بود (P ≤۰/۰۵). در مورد عضله آنتاگونیست (BF) نیز نتایج نشان داد، روند تغییر فعالیت این عضله در جریان پیشرفت خستگی یکسان نبود و فقط زمانی که نیروی اکستنشن زانو تا سطح ۵۰ درصد نیروی اولیه افت پیدا کرد، فعالیت عضله BF به لحاظ آماری کاهش یافت (P ≤۰/۰۲). در نمودار ۱ مقادیر مربوط به هم انقباضی عضلات VM و VL در وضعیت نیروی اولیه (پیش از خستگی) و درصدهای متفاوت افت نیرو نشان داده‌شده است. نتایج نشان دادند تغییرات به وجود آمده در میزان هم انقباضی عضلات VM و VL در درصدهای متفاوت افت نیروی اکستنشن زانو (۱۰، ۲۰، ۳۰، ٤۰ و ۵۰ درصد) نسبت به هم انقباضی پیش از خستگی به لحاظ آماری معنی‌دار نبود.



نمودار ۱. هم انقباضی عضلات VM و VL در وضعیت پیش از خستگی و درصدهای متفاوت افت نیرو

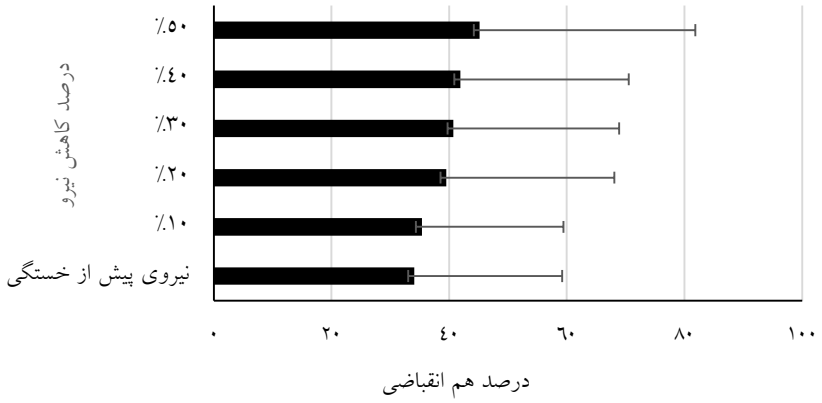
مقادیر مربوط به هم انقباضی عضلات BF و RF در درصدهای متفاوت افت نیرو در نمودار ۲ نشان داده‌شده است. نتایج نشان دادند میزان هم انقباضی دو عضله BF و RF در ٤۰ و ۵۰ درصد افت نیروی اکستنشن زانو، نسبت به هم انقباضی نیروی اولیه و همچنین ۱۰، ۲۰ و ۳۰ درصد افت نیرو، به‌طور معنی‌داری افزایش پیدا کرد (P ≤۰/۰۱).

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.6.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.65]



نمودار ۲. هم انقباضی عضلات BF و RF در وضعیت پیش از خستگی و درصدهای متفاوت افت نیرو

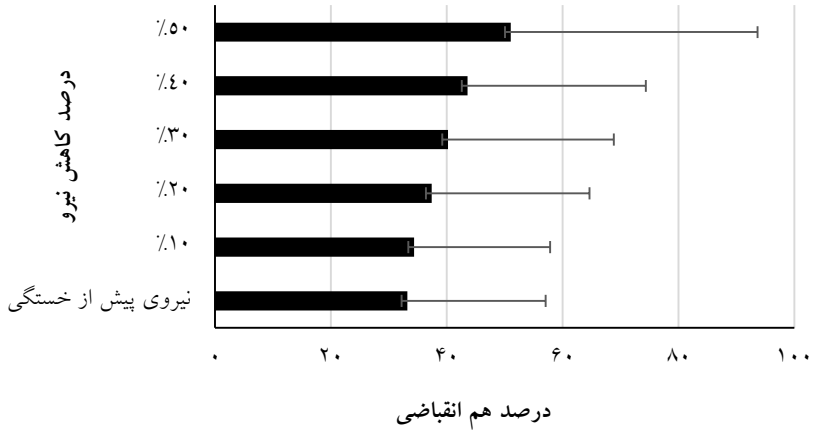
در نمودار ۳ مقادیر مربوط به هم انقباضی عضلات BF و VL در درصدهای متفاوت افت نیروی اکستنشن زانو نشان داده‌شده است. نتایج آنالیز آماری حاکی از آن بود که هم انقباضی عضلات BF و VL تنها در ۲۰، ۳۰ و ۴۰ درصد افت نیرو نسبت به هم انقباض پیش از خستگی به‌طور معنی‌دار افزایش یافت ($P \leq ۰/۰۵$).



نمودار ۳. هم انقباضی عضلات BF و VL در وضعیت پیش از خستگی و درصدهای متفاوت افت نیرو

نتایج مربوط به هم انقباضی عضلات BF و VM در درصدهای متفاوت افت نیرو در نمودار ٤ نشان داده‌شده است. آنالیز آماری داده‌ها نشان داد هم انقباضی عضلات BF و VM در ٤٠ درصد افت نیروی اکستنشن زانو نسبت به هم انقباضی پیش از خستگی و همچنین نسبت به ۱۰ و ۲۰ درصد افت نیرو، به‌طور معنی‌داری افزایش یافت ($P \leq ۰/۰۵$).

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.6.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.65]



نمودار ۴. هم انقباضی عضلات BF و VM در وضعیت پیش از خستگی و درصدهای متفاوت افت نیرو

بحث

هدف تحقیق حاضر بررسی تأثیر میزان افت نیروی اکستنشن زانو ناشی از خستگی، بر هم انقباضی عضلانی بود. نتایج مربوط به فعالیت عضلات نشان دادند با پیشرفت خستگی سطح فعالیت عضلات آگونیست که عبارت بودند از RF و عضلات Vastus، به ترتیب از ۳۰ و ۲۰ درصد افت نیرو به بعد کاهش یافت. تحقیقات پیشین هم مؤید این مطلب هستند که حین اجرای انقباضات ایزومتریک هم‌زمان با کاهش گشتاور و نیروی اکستنشن زانو سطح فعالیت عضله آگونیست کاهش می‌یابد (۲۳). ازآنجاکه طبق بررسی‌های به‌عمل‌آمده تاکنون تأثیر درصد افت نیرو حین خستگی بر سطح فعالیت عضلات بررسی نشده است، امکان مقایسه نتیجه مربوط به کاهش سطح فعالیت RF و عضلات Vastus، به ترتیب از ۳۰ و ۲۰ درصد افت نیرو به بعد، با تحقیقات پیشین وجود ندارد. یافته‌های مربوط به تأثیر میزان افت نیروی اکستنشن زانو ناشی از خستگی بر هم انقباضی عضلانی نیز به‌طورکلی نشان دادند، تغییر هم انقباضی عضلات در جریان پیشرفت خستگی و افت نیروی اکستنشن زانو، یکسان نیست. بر اساس یافته‌های تحقیق حاضر میزان هم انقباضی VM و VL در درصدهای متفاوت افت نیروی اکستنشن زانو نسبت به هم انقباضی پیش از خستگی تغییری نکرد. درصورتی‌که میزان هم انقباضی بین BF و RF، BF و VL و همچنین بین BF و VM در درصدهای متفاوت افت نیروی اکستنشن زانو نسبت به هم انقباضی پیش از خستگی افزایش یافت. کریستیانو (۲۰۱٤) و اسمیت (۲۰۱۸) ازجمله محققانی هستند که تأثیر پروتکل خستگی منتخب را بر هم انقباضی عضلانی بررسی کردند (۱۰،۱۱). کریستیانو و همکاران تأثیر خستگی را بر هم انقباضی عضلات VM و VL بررسی کردند. نتیجه تحقیق آن‌ها نشان داد خستگی عصبی-عضلانی تأثیری بر هم انقباضی عضلات VM و VL ندارد (٤). اسمیت و همکاران نیز تأثیر خستگی بر هم انقباضی عضلات BF و VL را بررسی و نتیجه گرفتند که خستگی منجر به افزایش هم انقباضی در عضلات مذکور می‌شود (۱۱). ازاین‌رو می‌توان گفت اولین یافته تحقیق حاضر این بود که یک پروتکل

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.6.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.65]

خستگی ثابت می‌تواند تأثیر متفاوتی بر هم انقباضی در عضلات مختلف داشته باشد. ازآنجایی‌که محققان اعتقاد دارند پاسخ عصبی-عضلانی در هر عضله منحصربه‌فرد است (۱۱) یافته مذکور می‌تواند قابل استناد باشد.
علاوه بر این تحقیقات و مستندات منتشرشده در رابطه با فیزیولوژی عصب و عضله بیانگر آن هستند که عضلات مختلف به دلیل سازگاری‌های عصبی و ساختارهای آناتومیکی منحصربه‌فرد، واکنش‌های متفاوتی نسبت به خستگی دارند. به‌طوری‌که محققان اظهار دارند فاکتورهایی مانند ظرفیت استقامت عضله، مشارکت بازخورد اعصاب آوران، نسبت تارهای عضلانی قرمز و سفید در هر عضله و دسته‌بندی واحدهای حرکتی بر اساس خستگی‌پذیری، در توسعه خستگی در عضله منتخب تأثیر دارند (۲). تایلر و همکاران (۲۰۱٦) نیز در یک مقاله مروری بیان کردند فاکتورهای مانند موقعیت قرارگیری عضلات در اندام فوقانی و تحتانی، پروگزیمال و یا دیستال بودن، ترکیب و معماری عضله از نظر تارهای عضلانی و تعداد واحد حرکتی همگی باید به‌عنوان عوامل مؤثر بر نرخ تغییرات خستگی در انقباضات زیربیشنه در نظر گرفته شوند (۲٤). ازاین‌رو ارائه پاسخ‌های متفاوت از سوی عضلات مختلف در واکنش به خستگی منطقی به نظر می‌رسد و همین امر منجر به کسب نتایج متفاوت در مقادیر هم انقباضی‌ها حین اجرای پروتکل خستگی در تحقیق حاضرشده است.
یافته مهم دیگر در تحقیق حاضر این بود که اگرچه نتایج نشان دادند خستگی منجر به افزایش هم انقباضی عضلات BF و RF، BF و VL و همچنین BF و VM شد، اما این افزایش در درصدهای متفاوتی از افت نیرو رخ داد. به‌طوری‌که میزان هم انقباضی BF و RF و همچنین BF و VM زمانی افزایش یافت که نیروی اکستنشن زانو تا ٤۰ درصد نیروی اولیه افت نمود؛ اما افزایش هم انقباضی در عضلات BF و VL زمانی که سطح نیروی اولیه به میزان ۲۰ درصد کاهش یافت به وقوع پیوست؛ بنابراین می‌توان گفت به‌محض ظهور خستگی و کاهش ظرفیت عضله در تولید نیروی حداکثری، هم انقباضی تحت تأثیر قرار نمی‌گیرد و برای اینکه میزان هم انقباضی عضله حین خستگی تغییر نماید لازم است خستگی پیشرفت نموده و روند افت نیرو ادامه یابد؛ اما اینکه حین پیشرفت خستگی در چه درصدی از افت نیرو میزان هم انقباضی تغییر می‌کند بستگی به عضلات موردبررسی دارد. در تفسیر یافته دوم تحقیق حاضر باید متذکر شد علت اینکه هم‌زمان با ظهور خستگی هم انقباضی تغییر نمی‌کند می‌تواند این باشد که اگرچه عملکرد سیستم عصبی هنگام خستگی تغییر می‌کند اما همین سیستم عصبی اجازه نمی‌دهد الگوی هم انقباضی تغییر نماید تا کارایی حرکت و ثبات مفصل در سطح مطلوب کنترل گردد. محققانی هم که در بررسی‌ها خود نشان دادند هنگام بروز خستگی هم انقباضی تغییر نمی‌کند (٤) در تفسیر نتایج خود عنوان نمودند احتمالاً عدم‌تغییر میزان هم انقباضی عضلات به دلیل تقاضای ارگانیسم ویژه‌ای برای حفظ ثبات مفصل است (٤). به‌علاوه محققان معتقدند هنگام بروز خستگی، مکانیسم‌های جبرانی در سطوح مختلف سیستم عصبی-عضلانی عمل می‌کنند تا تأثیر خستگی به تأخیر افتد و حرکت با دقت و ظرافت انجام شود (۲۵). دلیل اینکه افزایش میزان هم انقباضی در عضلات مختلف، در درصدهای متفاوتی از افت نیرو رخ داد نیز می‌تواند به خاطر تفاوت‌های عملکردی عضلات هنگام مواجه با خستگی باشد که در بخش اول بحث به‌تفصیل به آن پرداخته شد. به‌طوری‌که با پیشرفت خستگی و در درصد مشخصی از افت نیرو، سطح

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.6.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.65]

فعالیت یک عضله آگونیست در حالی کاهش می‌یابد که عضله آنتاگونیست آن در سطح طبیعی فعال است. لذا همین امر منجر به تغییر شاخص هم انقباضی بین عضلات آگونیست و آنتاگونیست منتخب، در درصد مشخصی از افت نیرو خواهد شد. یافته‌های گاگنن و همکاران و تحلیل آن‌ها در نتایج به‌دست‌آمده مؤید مطالب مذکور است (۲٦).

نتیجه‌گیری

به‌طورکلی نتایج تحقیق حاضر نشان دادند تغییر شاخص هم انقباضی هنگام خستگی اولاً تحت تأثیر عضله منتخب و ثانیاً میزان افت نیروی اکستنشن زانو بود. به‌طوری‌که اگرچه میزان هم انقباضی برخی از عضلات حین خستگی افزایش یافت، این افزایش در درصدهای متفاوتی از افت نیروی اکستنشن زانو رخ داد. یافته تحقیق حاضر می‌تواند به محققان، فیزیولوژیست‌ها و فعالان حوزه آسیب‌شناسی در تصمیم‌گیری درباره نحوه تأثیر خستگی عصبی-عضلانی بر هم‌انقباضی عضلات کمک نماید.

منابع

1. González-Izal M, Malanda A, Gorostiaga E, Izquierdo M. (2012). Electromyographic models to assess muscle fatigue. Journal of Electromyography and Kinesiology. 22(4):501-12.
2. Enoka RM, Duchateau J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. The Journal of Physiology. 586(1):11-23.
3. Boyas S, Guével A. (2001). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine. 54(2):88-108.
4. da Silva CR, de Oliveira Silva D, Aragão FA, Ferrari D, Alves N, de Azevedo FM. (2014). Influence of neuromuscular fatigue on co-contraction between vastus nedialis and vastus lateralis during isometric contractions. Kinesiology. 46 (2).
5. Di Nardo F, Mengarelli A, Maranesi E, Burattini L, Fioretti S. (2015). Assessment of the ankle muscle co-contraction during normal gait: A surface electromyography study. Journal of Electromyography and Kinesiology. 25(2):347-54.
6. Rosa M. (2015). Co-contraction Role on Human Motor Control. A Neural Basis J Nov Physiother. 5(248):2.
7. Katsavelis D, Threlkeld AJ. (2014). Quantifying thigh muscle co-activation during isometric knee extension contractions: Within-and between-session reliability. Journal of Electromyography and Kinesiology.24(4):502-7.
8. Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantraine F, Lejeune T. (2003). Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. Gait & Posture. 18(2):47-55.
9. Richards C, Higginson J. (2010). Knee contact force in subjects with symmetrical OA grades :differences between OA severities. Journal of Biomechanics. 43(13):2595-600.
10. Peterson DS, Martin PE. (2010). Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. Gait & Posture. 31(3):355-9.
11. Smith CM, Housh TJ ,Hill EC, Keller JL, Johnson GO, Schmidt RJ. (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.
12. Nara S, Kaur M, Shaw D, Bhatia D. (2016). Significance of Bilateral Coactivation Ratio for Analysis of Neuromuscular Fatigue of Selected Knee Extensor Muscles during Isometric Contractions at 0º in Sportspersons. Biomedical Science. 4(2):31-6.
13. Rothmuller C, Cafarelli E. (1995). Effect of vibration on antagonist muscle coactivation during progressive fatigue in humans. The Journal of Physiology. 485(3):857-64.
14. Missenard O, Mottet D, Perrey S. (2008). The role of cocontraction in the impairment of movement accuracy with fatigue. Experimental Brain Research. 185(1):151-6.
15. Kellis E, Zafeiridis A, Amiridis IG. (2011). Muscle coactivation before and after the impact phase of running following isokinetic fatigue. Journal of Athletic Training. 46(1):11-9.
16. Gates DH, Dingwell JB. (2011). The effects of muscle fatigue and movement height on movement stability and variability. Experimental Brain Research. 209(4):525-36.
17. Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. (2004). Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. Journal of Athletic Training. 39(3):247.
18. Johanson E, Brumagne S, Janssens L, Pijnenburg M, Claeys K, Pääsuke M. (2011). The effect of acute back muscle fatigue on postural control strategy in people with and without recurrent low back pain. European Spine Journal. 20(12):21.
19. Ratel S, Kluka V, Vicencio SG, Jegu A-G, Cardenoux C, Morio C, et al. (2015). Insights into the mechanisms of neuromuscular fatigue in boys and men. Medicine & Science in Sports & Exercise. 47(11):2319-28.
20. Hermens HJ, 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):361-74.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.6.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.65]

21. Kilroy EA, Crabtree OM, Crosby B, Parker A, Barfield WR. (2016). The effect of single-leg stance on dancer and control group static balance. International Journal of Exercise Science. 9(2):110.
22. 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):977-81.
23. Babault N, Desbrosses K, Fabre M-S, Michaut A, Pousson M. (2006). Neuromuscular fatigue development during maximal concentric and isometric knee extensions. Journal of Applied Physiology. 100(3):780-5.
24. Taylor JL, Amann M, Duchateau J, Meeusen R, Rice CL. (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.
25. Forestier N, Nougier V. (1998). The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. Neuroscience letters. 252(3):187-90.
26. Gagnon D, Arsenault AB, Smyth G, Kemp F. (1992). Cocontraction changes in muscular fatigue at different levels of isometric contraction. International Journal of Industrial Ergonomics. 9(4):343-8.

نحوه درج مقاله: لیلا غزاله، فهیمه بخشی‌زاده، رعنا فیاض میلانی، (۱٤۰۰). تأثیر میزان افت نیروی اکستنشن زانو ناشی از خستگی بر هم انقباضی عضلانی. پژوهش در طب ورزشی و فناوری. ۱۹(۱):۷۵-٦۵. دی او آی ۱۰.۲۹۲۵۲/jsmt.۱۹.۱.٦۵

How to cite this article: Leila Ghazaleh., Fahimeh Bakhshizadeh., Rana Fayazmilani. (2021). Effect of knee extension force reduction induced by fatigue on muscle co-contraction. 19(1):65-75. (In Persian). DOI: 10.29252/jsmt.19.1.65.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.6.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.65]