



Accepted Manuscript

Accepted Manuscript (Uncorrected Proof)

Title: Evaluation of Non-Local Muscle Fatigue in functional conditions and its effect on force changes and electromyographic activity of muscles around the knee in professional male football players Abstract

Authors: Z. Hosseinzadeh¹, R. Gharakhanlou², Sh. Shahrbanian³, Z. Mosallanezhad⁴

1.Ph.D. Student in Exercise Physiology, Faculty of Humane Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

2.Professor of Exercise Physiology, Faculty of Humane Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran (Corresponding Author)

3.Assistant Professor of Exercise Physiology, Faculty of Humane Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

4.Assistant Professor of physiotherapy, Department of physiotherapy, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran

***Corresponding:** Reza Gharakhanlou · Professor of Exercise Physiology, Faculty of Humane Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

ghara_re@modares.ac.ir

To appear in: Sport physiology

Receive Date: 27 December 2021

Revise Date: 22 February 2022

Accept Date: 8 February 2022

First Publish Date: 28 February 2022

This is a “Just Accepted” manuscript, which has been examined by the peer-review process and has been accepted for publication. A “Just Accepted” manuscript is published online shortly after its acceptance, which is prior to technical editing and formatting and author proofing. Journal of Sport physiology provides “Just Accepted” as an optional service which allows authors to make their results available to the research community as soon as possible after acceptance. After a manuscript has been technically edited and formatted, it will be removed from the “Just Accepted” Website and published as a published article. Please note that technical editing may introduce minor changes to the manuscript text and/or graphics which may affect the content, and all legal disclaimers that apply to the journal pertain.

Please cite this article as:

Hosseinzade, Z., gharakhanlou, R., Shahrbanian, S., mosallanezhad, Z. Evaluation of Non-Local Muscle Fatigue in functional conditions and its effect on force changes and electromyographic activity of muscles around the knee in professional male football players Abstract. Sport Physiology, 2022; (): -. doi: 10.22089/spj.2022.12005.2173

نسخه پذیرفته شده پیش از انتشار

عنوان: بررسی خستگی غیرموضعی در شرایط عملکردی و تاثیر آن بر تغییرات نیرو و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اطراف زانو در فوتبالیست های مرد حرفه ای

نویسندگان: زینب حسین زاده¹ ، رضا قراخانلو² ، شهناز شهربانیان³ ، زهرا مصلی نژاد⁴

1. دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزش، دانشگاه تربیت مدرس
2. استاد فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه تربیت مدرس (نویسنده مسئول)
3. استادیار فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه تربیت مدرس
4. استادیار فیزیوتراپی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی

*نویسنده مسئول: رضا قراخانلو ، استاد فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه تربیت مدرس.
ایمیل: ghara_re@modares.ac.ir

نشریه: فیزیولوژی ورزشی

تاریخ دریافت: 17 اردیبهشت 1402

تاریخ بازنگری: 03 مرداد 1402

تاریخ پذیرش: 14 مرداد 1402

تاریخ اولین انتشار: 14 مرداد 1402

این نسخه «پذیرفته شده پیش از انتشار» مقاله است که پس از طی فرآیند داوری، برای چاپ، قابل پذیرش تشخیص داده شده است. این نسخه در مدت کوتاهی پس از اعلام پذیرش به صورت آنلاین و قبل از فرآیند ویراستاری منتشر می‌شود. نشریه فیزیولوژی ورزشی گزینه «پذیرفته شده پیش از انتشار» را به عنوان خدمتی به نویسندگان ارائه می‌دهد تا نتایج آنها در سریع ترین زمان ممکن پس از پذیرش برای جامعه علمی در دسترس باشد. پس از آنکه مقاله‌ای فرآیند آماده سازی و انتشار نهایی را طی می‌کند، از نسخه «پذیرفته شده پیش از انتشار» خارج و در یک شماره مشخص در وبسایت نشریه منتشر می‌شود. شایان ذکر است صفحه آرایبی و ویراستاری فنی باعث ایجاد تغییرات صوری در متن مقاله می‌شود که ممکن است بر محتوای آن تاثیر بگذارد و این امر از حیطة مسئولیت دفتر نشریه خارج است.

لطفا این گونه استناد شود:

Hosseinzade, Z., gharakhanlou, R., Shahrbanian, S., mosallanezhad, Z. Evaluation of Non-Local Muscle Fatigue in functional conditions and its effect on force changes and electromyographic activity of muscles around the knee in professional male football players Abstract. Sport Physiology, 2022; (): -. doi: 10.22089/spj.2022.12005.2173

Abstract

Objective: To investigate the effect of Non-Local Muscle Fatigue in functional conditions on changes in force and electromyographic activity of muscles around the knee in professional footballplayers.

Metodology: 10 Healthy males professional footballplayers (BMI= 24.8 ± 1.65 kg/m², age= 28.6 ± 1.91 years) participated in the study voluntarily. After determining the dominant leg, one- maximum repetition (1RM) of both legs of the subjects were determined and then 1RM, the onset of electrical activity of the vastus medialis obliquus to vastus lateralis (VMO / VL) at the start of jumping and the ratio of VMO / VL electrical activity, at the moment of impact with the ground as a single leg, before and after doing Fatigue protocol with the dominant leg(3 sets of 3 minutes of flexion and Extension of knee with 25% of 1RM and immediately after the third set, jump on single leg with dominant leg for 2 minutes with maximum power), was compared in both legs. Paired-Sample T Test and Wilcoxon test was used to examine changes before and after the fatigue protocol.

Results:1RM was significantly reduced after the fatigue protocol in both the trained and untrained legs (P=0.00), while the VMO/VL onset time ratio in the single-leg jump and landing movement before and after the fatigue protocol was not significantly changed in both legs (P=0.26, P=0.49). Also, the ratio of electrical activity of VMO / VL muscle at the moment of contact with the ground, before and after the fatigue protocol in the dominant leg (trained leg) was significantly reduced (P=0.005) but there was no significant difference in the untrained leg(p=0.22).

Conclusion: The fatigue protocol reduced the 1RM in both trained and untrained legs, which confirm Non-Local Muscle Fatigue in the untrained leg. It was also found that Non-Local Muscle Fatigue did not affect the pattern of muscle activity and did not interfere with the activation ratio of the muscles around the knee and their electrical activity ratio.

Key words: Non-Local Muscle Fatigue, Functional Non-Local Muscle Fatigue, knee Muscles Electromyography, The ratio of electromyographic activity of VMO/VL.

چکیده

هدف: بررسی تاثیر خستگی غیرموضعی در شرایط پویا و عملکردی، بر تغییرات نیرو و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اطراف زانو در فوتبالیست های حرفه ای

مواد و روش ها: 10 فوتبالیست حرفه ای مرد سالم (سن $28/6 \pm 1/91$ سال و شاخص توده بدن $24/8 \pm 1/65$ کیلوگرم بر متر مربع)، داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. بعد از تعیین پای غالب آزمودنی ها، یک تکرار بیشینه (1RM) هردو پا اندازه گیری و محاسبه شد و سپس، 1RM، زمان شروع فعالیت الکتریکی عضله پهن داخلی مایل به پهن خارجی (VMO/VL) در هنگام پرش و نسبت فعالیت الکتریکی VMO/VL، در لحظه برخورد با زمین به صورت تک پا، قبل و بعد از انجام پروتکل خستگی با پای غالب (سه ست 3 دقیقه ای حرکت خم و بازکردن زانو با 25 درصد یک تکرار بیشینه و بلافاصله بعد از انجام ست سوم، پرش تک پا با همان پا به مدت 2 دقیقه با حداکثر تلاش ممکن)، در هر دوپا مقایسه شد و از آزمون t وابسته یا آزمون ناپارامتریک معادل آن (ویلکاکسون) برای بررسی تغییرات استفاده گردید.

یافته ها: بعد از پروتکل خستگی، 1RM در هردو پا به صورت معنی داری کاهش یافت ($P=0.00$)، در حالیکه نسبت زمان شروع فعالیت الکتریکی VMO/VL در حرکت پرش و فرود تک پا، در هردو پا تغییر معناداری نداشت ($P=0.26$ و $P=0.49$) و نسبت فعالیت الکتریکی عضله VMO/VL در لحظه تماس با زمین، در پای غالب (تمرین کرده) به صورت معناداری کاهش پیدا کرد ($P=0.005$)، اما در پای مقابل تفاوت معناداری وجود نداشت ($p=0.22$).

نتیجه گیری: پروتکل خستگی باعث کاهش 1RM هم در پای غالب (تمرین کرده) و هم در پای مقابل (تمرین نکرده) شد که تایید کننده ی خستگی غیرموضعی است. همچنین مشخص شد که خستگی غیرموضعی اثری بر الگوی فعالیت عضله و مداخله ای در نسبت فعالسازی عضلات اطراف زانو و نسبت فعالیت الکتریکی آن ها در شرایط پویا ندارد.

کلید واژگان: خستگی عضلانی غیرموضعی، خستگی غیرموضعی عملکردی، الکترومیوگرافی عضلات زانو، نسبت فعالیت الکترومیوگرافی عضله پهن داخلی مایل به عضله پهن خارجی.

مقدمه

عملکرد بهینه در فوتبال به عوامل فیزیولوژیکی متفاوتی بستگی دارد. قدرت عضلات از مهم ترین فاکتورهای اصلی موفقیت در ورزش فوتبال است که موجب بهتر انجام دادن مهارت های تکنیکی و تاکتیکی در ورزشکاران این رشته می شود (1). بیشتر افراد هنگام اجرای مهارت های فوتبال از پای غالب استفاده می کنند و پای غیرغالب به عنوان پای تکیه گاه در بسیاری از مهارت های فوتبال از جمله شوت زدن، پاس دادن و دریبل زدن استفاده می شود (2). از آن جایی که فوتبال با تغییرات ناگهانی در جابجایی بدن و پرش و فرود همراه است، در صورت عدم وجود هماهنگی و تعادل عضلانی مناسب و لازم در جهت جذب شوک حاصله از فعالیت های مذکور، نیروهای اضافی بر مفاصل اعمال می شوند و علاوه بر تاثیر بر عملکرد ورزشکار، ریسک آسیب های مرتبط را نیز افزایش می دهند (3). گروه عضلات چهارسرران به عنوان بازکننده ی اصلی مفصل زانو، در فعالیت های حرکتی و اجرای مهارت های ورزشی شناخته میشود. در هنگام حرکات زانو، فعالیت متعادل و همزمان عضلات پهن داخلی مایل (VMO^1) و پهن خارجی (VL^2)، اهمیت خاصی دارد. عضله پهن داخلی مایل و پهن خارجی به صورت متضاد³ یکدیگر برای کنترل جابجایی داخل به خارج کشکک عمل می کنند اما باید در زمان و با فعالیت مناسب نسبت به یکدیگر فعال شوند تا مفصل زانو عملکرد و کارایی مناسب و بهینه داشته باشد (4). کاهش نسبت فعالیت الکترومیوگرافی و شروع با تاخیر فعالیت این دو عضله نسبت به هم منجر به مسیر غیرطبیعی کشکک

1. vastus medialis oblique (VMO)

2. Vastus lateralis (VL)

3. Antagonist

و افزایش فشار در مفصل کشکی - رانی شده و باعث بی ثباتی مفصل زانو گردیده فرد را مستعد آسیب های مختلف می نماید (4).

از طرفی خستگی عصبی عضلانی که بدون شک یکی از پیچیده ترین مکانیسم های بدن انسان است از مهمترین عوامل اختلال و کاهش عملکرد اجرای ورزشی محسوب می شود که می تواند سبب کاهش قدرت ارادی، ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعالسازی همزمان عضلات موافق و مخالف، تغییر در الگوی حرکت و در نهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی-عضلانی شده و ریسک آسیب رانیز افزایش دهد (5, 6).

در سال های اخیر موضوع خستگی عضلانی غیر موضعی (Non Local) NLMF⁴ (Muscle Fatigue) مورد توجه محققان زیادی قرار گرفته است. طبق تعاریف، خستگی عضلانی غیر موضعی وقتی اتفاق می افتد که خستگی یک طرفه ناشی از فعالیت در یک گروه عضلانی، باعث خستگی گروه های عضلانی غیرفعال شده و فعال سازی عصبی، نیرو، قدرت و یا استقامت آن ها را تحت تاثیر قرار دهد (7-9).

برای شناخت هرچه بیشتر و بهتر مکانیسم هایی که سبب بروز خستگی عضلانی غیر موضعی می شوند مطالعات زیادی انجام شده است و در مجموع مکانیسم های زیر موثر بیان شده اند؛ مکانیسم های عصبی: توانایی سیستم عصبی در فعال سازی کامل عضلات، نیاز به مشارکت و تعامل پیچیده مدارهای نورونی و مهارتی در سطح نخاعی و فوق نخاعی دارد. بروز هرگونه خستگی ناشی از فعالیت بدنی در هر یک از این مراکز و مدارهای عصبی وابسته به آن ها سبب کاهش تدریجی فعال سازی ارادی عضلات شده و تحت عنوان خستگی مرکزی شناخته می شود (6). بر این اساس، بروز اثر NLMF می تواند تا حدودی به علت این تغییرات ناشی از فعالیت بدنی خسته کننده در سیستم عصبی باشد (9). خستگی می تواند سبب بروز تغییرات متابولیکی در عضلات درگیر در حرکت شود و این امر به نوبه خود سبب فعال سازی آوران های درد و فشار گروه III و IV خواهد شد (10). نشان داده شده است که این آوران ها از طریق یک حلقه بازخوردی، درون دادهایی را به سیستم عصبی مرکزی ارسال می کنند و باعث مهار سیستم عصبی مرکزی می شوند (8, 9, 11-14)، که این امر

4 . Non Local Muscle Fatigue

می‌تواند منجر به کاهش فعالسازی ارادی⁵ و نیروی تولیدی بیشینه در عضلات تمرین نکرده و در نتیجه موجب کاهش عملکرد اندام دیگر شود (11). **مکانیسم های بیوشیمیایی:** تجمع متابولیت ها و افزایش اسیدوز در عضله های ورزش کرده، ممکن است توسط سیستم قلبی عروقی در سطح بدن توزیع شود و اثرات غیر موضعی بر عملکرد عضله، عملکرد آنزیمی و انتشار پتاتسیل عمل داشته باشد (15-18) و در نتیجه کاهش نیرو در هر پل عرضی و کاهش حساسیت میوفیبریلار کلسیم اتفاق افتد که این عوامل می‌توانند توانایی عضلات در اعمال نیروی بهینه را کاهش دهند (9). **مکانیسم های بیومکانیکی:** به نظرمی رسد که برخی از اثرات دیده شده در NLMF می‌تواند به عدم توانایی گروه های عضلانی خسته شده در حفظ ثبات بدن در حین اندازه گیری عملکرد گروه های عضلانی غیر خسته نسبت داده شود. البته توجه به این نکته ضروری است که این مکانیسم زمانی کاربرد دارد که عضلات خسته شده به عنوان عضلات تثبیت کننده در اجرای حرکات بعدی مورد نیاز باشند (9). **مکانیسم های روانشناختی:** نشان داده شده است که اجرای فعالیت های شناختی خسته کننده سبب می‌شود که شرکت کننده فعالیت حرکتی متعاقب را شدیدتر حس کرده و بنابراین در فاصله زمانی کوتاه تری حس خستگی را درک و تمایل به دست کشیدن از اجرای حرکت داشته باشد و از آن جا که که تمرینات ورزشی نیز دارای نیازهای شناختی بوده و سبب بروز خستگی ذهنی می‌شوند، نهایتاً منجر به افزایش درک خستگی شده و پاسخ طبیعی به این افزایش حس خستگی پایان دادن به اجرای حرکت است (9).

در بررسی مطالعاتی که تاکنون در این حوزه انجام شده اند اثرات خستگی عضلانی غیرموضعی (NLMF) به طور مشابه وجود نداشته و شدت انقباض، استراتژی به کار برده شده در مطالعه، نوع انقباض و فعالیت به کار برده شده، متغیرهای اندازه گیری شده، بررسی در اندام فوقانی و یا تحتانی، جنسیت، سن و پیشینه ورزشی آزمودنی ها از عواملی هستند که می‌توانند بر میزان و یا شدت NLMF تاثیرگذار باشند (8, 9, 18).

نوع فعالیت یا انقباضاتی که سبب القای خستگی میشود (ایزومتریک در مقابل ایزوتونیک، تداومی در مقابل تناوبی و بیشینه در مقابل

⁵ . Voluntary Activation

زیربیشینه) به شکل متفاوتی سبب فعالسازی هریک از مکانیسم های ذکر شده میشوند (19). در بسیاری از مطالعات انجام شده، از انقباض ایزومتریک بیشینه به عنوان مدل اصلی بررسی خستگی عضلانی غیرموضعی استفاده شده است (6, 19, 20) در حالی که الگوی بسیاری از حرکات ورزشی مانند فوتبال، انقباضات پویا (ایزوتونیک) و با شدت زیربیشینه هستند و در مطالعات انجام شده از پروتکلها و تستهایی بر پایه انقباضات پویا و عملکردی⁶ برای بررسی خستگی عضلانی غیرموضعی بسیار به ندرت استفاده شده است.

Halperin در یک مقاله مروری در سال 2015 بیان کرد که اثرات خستگی عضلانی غیرموضعی وقتی عملکرد عضلانی طولانی و متناوب یا استقامتی (فعالیت های با مدت زمان بالای 75 ثانیه) انجام شود در مقایسه با حرکات تکی و کوتاه مدت 3 تا 5 ثانیه بیشینه انقباض ارادی (MVC⁷) بیشتر است و سابقه ی تمرینی شرکت کننده ها نیز می تواند بر پاسخ دریافتی تاثیرگذار باشد (9).

این طور به نظر می رسد که شناخت هرچه بیشتر این پدیده بخصوص در ورزشکاران حرفه ای و در نتیجه طراحی برنامه هایی برای جلوگیری از بروز پدیده NLMF به کاهش اثرهای آن بر عملکرد کمک خواهد کرد؛ علاوه بر این نتایج مطالعاتی که فعالیت الکترومیوگرافی⁸ عضله در حال استراحت را بررسی کرده اند بسیار در تناقض هستند (10, 18, 21-23). لذا درک بهتر این موضوع در خستگی غیرموضعی ضروری به نظر می رسد.

با توجه به موارد ذکر شده و محدودیت و تناقض منابع در دسترس بخصوص در مورد خستگی عضلانی غیرموضعی در شرایط عملکردی و بر پایه انقباضات پویا و زیر بیشینه، این مطالعه با محوریت موضوع خستگی غیرموضعی در شرایط مذکور انجام شد و با توجه به اهمیت قدرت عضلات زانو و تعادل فعالیت الکترومیوگرافی عضله پهن مایل داخلی و پهن خارجی نسبت به یکدیگر چه از نظر زمان شروع فعالیت و چه از نظر میزان فعالیت در عملکرد بهینه زانو به ویژه در ورزشکاران حرفه ای

⁶ . Functional

⁷ . Maximum Voluntary Contraction

⁸ .Electromyography(EMG)

، این مطالعه به بررسی تاثیر خستگی عضلانی غیرموضعی بر شاخص های مذکور در فوتبالیست های حرفه ای پرداخت.

روش شناسی

با توجه به تجربه پژوهشگر ، 10 مرد فوتبالیست حرفه ای سالم که سابقه ی هیچ گونه اختلال و بیماری های عصبی- عضلانی را نداشتند به صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. تست در محل آزمایشگاه دانشکده علوم انسانی دانشگاه تربیت مدرس انجام شد. هر یک از آزمودنی ها در دو جلسه ی مجزا و با فاصله زمانی حداقل 72 ساعت بین هر جلسه ، در آزمایشگاه حضور پیدا کردند. در جدول 1 چگونگی اجرای پژوهش در دو جلسه ی مجزا توضیح داده شده است.

جدول 1- نمایی از مراحل اجرای پژوهش در دو جلسه مجزا

Table1- View of the stages of research in two separate sessions

جلسه اول (60 دقیقه)	جلسه دوم (60 دقیقه)
1. بررسی وضعیت سلامت فرد و ثبت اطلاعات شرکت کنندگان	1. تعیین آماده کردن محل اتصال الکترودها
2. آشنایی با مراحل تحقیق و آشنایی با دستگاه ثبت فعالیت الکتریکی سطحی عضلات و نحوه ی استفاده از آن در تست	2. اتصال الکترودهای چسبی به بدن شرکت کنندگان
3. پر کردن فرم رضایت آگاهانه	3. گرم کردن
4. توضیحات دقیق در مورد نحوه و ریتم انجام پروتکل خستگی و تست قبل و بعد از آن به صورت دقیق	4. انجام تست اولیه (پیش آزمون)
5. گرم کردن به مدت 10 دقیقه	5. انجام پروتکل خستگی به صورت تک پا که توسط مجری طرح تعیین می شود.
6. تعیین پای غالب آزمودنی ها	6. اندازه گیری 1RM هر دو پا بلافاصله بعد از اتمام پروتکل خستگی
7. اندازه گیری یک تکرار بیشینه (1RM) هر دو پا	7. انجام تست نهایی (پس آزمون)
8. محاسبه 25 درصد یک تکرار بیشینه هر فرد	8. ارزیابی وضعیت شرکت کنندگان از نظر ایجاد هرگونه درد مشکل ناشی از انجام تست

پس از آشنایی کامل با تست و نحوه ی انجام آن، تکمیل فرم رضایت آگاهانه و گرم کردن اولیه، از هر یک از آزمودنی ها خواسته شد تا بر روی سکوی 40 سانتیمتری قرار گرفته و بدون راهنمایی، بر روی یک پا فرود آید. پای که آزمودنی 3 فرود از 2 فرود خود را با آن انجام داد، به عنوان پای غالب تعیین گردید (24). به دنبال آن، یک تکرار بیشینه⁹ (1RM) هر آزمودنی اندازه گیری و 25 درصد آن محاسبه و ثبت شد. یک تکرار بیشینه با استفاده از روش غیرمستقیم و با جای

⁹. One-repetition maximum

گذاری مقدار وزنه و تعداد تکرارها در فرمول برزیسکی¹⁰ محاسبه شد. در این مطالعه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب توسط الکترومایوگرافی سطحی دستگاه بیوفیدبک¹¹ حرفه ای PHENIX Liberty (Electromyography Biofeedback Systems, electronic concept lignon innovation, France) و بر حسب میکروولت در واحد زمان، اندازه گیری و ثبت شد (25, 26). عضلات مورد استفاده در این تحقیق، پهن خارجی (VL) و پهن داخلی مایل (VMO) بودند. محل الکتروگذاری بر اساس پروتکل SENIAM (Surface Electromyography for Non Invasive Assessment of Muscles) مشخص و الکترودها در جهت ثبت فعالیت الکتریکی سرطی به محل مشخص شده عضلات متصل گردید؛ برای عضله پهن خارجی، الکترودها روی 2/3 خطی که از برجستگی خار خار صره ای قدامی فوقانی¹² به زاویه ی فوقانی خارج کششک وصل می شود و برای عضله پهن داخلی مایل، الکترودها روی 1/5 خطی که برجستگی خار خار صره ای قدامی فوقانی را به قسمت جلویی رباط طرفی داخلی وصل می کند، متصل شدند (27). در اولین مرحله از جلسه دوم، آزمودنی ها پس از اتصال الکترودها و گرم کردن، تحت پیش آزمون (انجام پرش و فرود تک پا) قرار گرفتند. در انجام پرش - فرود تک پا از آزمودنی خواسته میشد تا دست های خود را بر روی تاج خار صره¹³ قرار داده، با پای مورد آزمون بر روی پله چهل سانتی متری بایستد و پای دیگر را از زانو خم کرده و در حالت آزاد نگه دارد، سپس به بالا پریده و با پای مورد آزمون فرود آمده و تعادل خود را حداقل برای 2 ثانیه حفظ نماید (یک مرتبه پرش و فرود تک پای درست و اصولی). از آنجایی که نقص های کنترل عصب-عضله در فرود از ارتفاع 40 سانتی متری و بیشتر مشخص می شود در این تحقیق نیز از یک سکو با این ارتفاع استفاده شد (28). بعد از گرفتن تست پیش آزمون از هر دو پا، تمام آزمودنی ها تحت پروتکل خستگی در پای غالب قرار گرفته و سپس بلافاصله، پس آزمون نیز از هر دو پا گرفته شده و فعالیت الکتریکی عضلات مشخص شده ثبت گردید. برای ایجاد خستگی موضعی، از ترکیب پروتکل خستگی بهرنس و همکاران¹⁴ (29) و امیری و

¹⁰ . Berzisky

¹¹ . Electromyography Biofeedback Systems

¹² . Anterior superior iliac spine

¹³ . Iliac crest

¹⁴ . Behrens M

همکاران (20) استفاده شد. به همین منظور، آزمودنی ها سه ست 3 دقیقه ای حرکت خم¹⁵ و بازکردن¹⁶ پای غالب را با 25 درصد یک تکرار بیشینه و با دستگاه جلو پا انجام دادند، ریتم اجرای پروتوکل خستگی به گونه ای بود که که حرکت خم کردن طی 1 ثانیه و حرکت بازکردن زانو نیز طی 1 ثانیه کامل می شد و بین هر ست نیز 1 دقیقه استراحت انجام گرفت. سپس بلافاصله بعد از ست سوم، پرش تک پا با پای غالب به مدت 2 دقیقه و با پرشهای عمودی متوالی و با حداکثر تلاش و ارتفاع پرش انجام شد؛ به این منظور آزمودنی بر روی سطح زمین قرار گرفته و با فرمان آزمونگر، به مدت 2 دقیقه، با حداکثر توان پرش عمودی تک پا انجام می داد. بین هر پرش با پرش بعدی 2 ثانیه فاصله زمانی وجود داشت که توسط آزمونگر بوسیله یک مترونوم کنترل می شد. بلافاصله پس از اتمام پروتوکل خستگی، مجدداً 1RM هر دو پای آزمودنی ها اندازه گیری و ثبت گردید. در هر مرحله ای از اجرای پروتوکل، زمانی که آزمودنی ها قادر به حفظ این ریتم و اجرای حرکت نبودند، اجرای حرکت متوقف می شد و پس از آزمون و اندازه گیری های لازم انجام می شد.

برای تجزیه و تحلیل داده ها از نرم افزار SPSS نسخه 26 و با بهره گیری از آمار توصیفی و استنباطی استفاده شد. حدود اطمینان 95% و ارزش P کمتر و مساوی 0/05 معنی دار در نظر گرفته شد. برای بررسی نرمال بودن داده ها از آزمون شاپیرو-ویلک¹⁷ استفاده شد. در متغیرهایی که نرمال بودن داده های آن ها تایید شد، برای بررسی تغییرات قبل و بعد از پروتوکل خستگی از آزمون t وابسته¹⁸ و برای مقایسه دو پای غالب (تمرین کرده) و غیر غالب (تمرین نکرده) از آزمون t مستقل¹⁹ استفاده گردید. در متغیرهایی که داده های آن ها توزیع نرمال نداشتند نیز از آزمون ناپارامتریک ویلکاکسون²⁰ استفاده شد.

• ملاحظات اخلاقی

15. flexion

16. Extension

17. Shapiro-Wilk

18. Paired-Sample T Test

19. Independent Sample T-Test

20. Wilcoxon Test

مطالعه انجام شده در کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی بررسی و دارای تاییدیه، با کد IR.SSRI.REC.1400.1287 می باشد

نتایج

ویژگی فردی آزمودنی ها در جدول 1 نشان داده شده است.
جدول 1- ویژگی های فردی آزمودنی ها (میانگین \pm انحراف استاندارد)

Table 1- Individual characteristics of the subjects (Mean \pm standard deviation)

شاخص توده بدن BMI ²¹ (kg/m ²)	قد Height(cm)	وزن Weight(kg)	سن Age(years)
24/8 \pm 1/65	180 \pm 3/45	79/4 \pm 3/72	28/6 \pm 1/91

نتایج مربوط به تاثیر خستگی غیرموضعی بر شاخصه های اندازه گیری شده در حرکت پرش و فرود تک پا با پای غالب (1RM)، نسبت زمان شروع VMO/VL و نسبت VMO/VL در لحظه تماس با زمین) قبل از شروع پروتکل خستگی و بعد از انجام آن برای هر دو پای آزمودنی ها در جدول 2 ارائه شده است.

جدول 2- مقایسه ی شاخصه های اندازه گیری شده، قبل و بعد از پروتکل خستگی در پای تمرین کرده و تمرین نکرده (میانگین \pm انحراف استاندارد).

Table 2- Comparison of measured indices, before and after the protocol of fatigue in trained and untrained foot

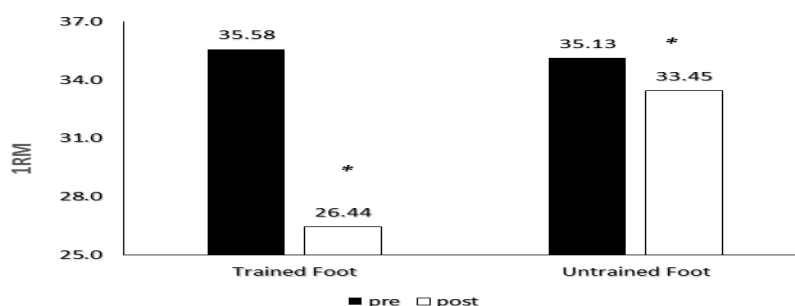
نسبت VMO/VL در لحظه تماس با زمین در حرکت پرش و فرود تک پا VMO/VL ratio at the moment of ground contact in single-leg jump and landing		نسبت زمان شروع VMO/VL در حرکت پرش و فرود تک پا Onset of VMO/VL in single-leg jump and landing		1RM (کیلوگرم) (Kg)		
Trained foot	Untrained foot	Trained foot	Untrained foot	Trained foot	Untrained foot	
1.46 \pm 0.19	1.31 \pm 0.14	0.90 \pm 0.03	0.99 \pm 0.01	35/58 \pm 3/57	35/13 \pm 3/57	قبل از پروتکل خستگی
\pm 0/11* 0.87	1.01 \pm 0.11	0.95 \pm 0.03	0.96 \pm 0.03	26/44 \pm 3/33*	33/45 \pm 3/63*	بعد از پروتکل خستگی

*p \leq 0.05

1RM: آنالیز آماری نشان داد که به طور کلی 1RM بعد از پروتکل خستگی در پای غالب (تمرین کرده) (t₉=11.07, P=0.00) به صورت معنی داری کاهش یافت. همچنین نتایج نشان داد که 1RM بعد از پروتکل خستگی در پای غیر غالب (تمرین نکرده) نیز (t₉=3.88, P=0.004) به صورت معنی داری

²¹. Body mass Index

کاهش یافت (شکل شماره 1) و بین پای غالب و پای غیرغالب نیز تفاوت معنادار بود ($t_{19}=8, P=0.00$).



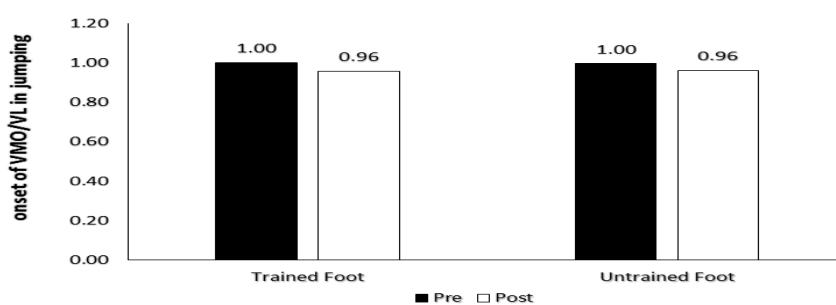
شکل 1- مقایسه داده های مربوط به 1RM (کیلوگرم) قبل و بعد از انجام پروتکل خستگی در پای تمرین کرده و پای تمرین نکرده (میانگین \pm انحراف استاندارد).

Figure1- Comparison of data related to 1RM (kg) before and after performing the fatigue protocol in trained and untrained foot

علامت * به معنای تفاوت معنادار در بعد از انجام پروتکل نسبت به قبل از آن می باشد.

نسبت زمان شروع VMO/VL در حرکت پرش و فرود تک پا: آنالیز آماری

داده ها نشان داد که به طور کلی نسبت زمان شروع VMO/VL در حرکت پرش و فرود تک پا قبل و بعد از پروتکل خستگی در پای غالب (تمرین کرده) ($z_9=-1.12, P=0.26$) تغییر معناداری نداشت. همانگونه که در شکل 2 هم دیده می شود نسبت زمان شروع VMO/VL در حرکت پرش و فرود تک پا بعد از پروتکل خستگی در پای تمرین نکرده نیز ($Z=0.67, P=0.49$) تفاوت معناداری نداشت و تفاوت معناداری بین پای تمرین کرده و تمرین نکرده نیز یافت نشد ($P=0.8$).

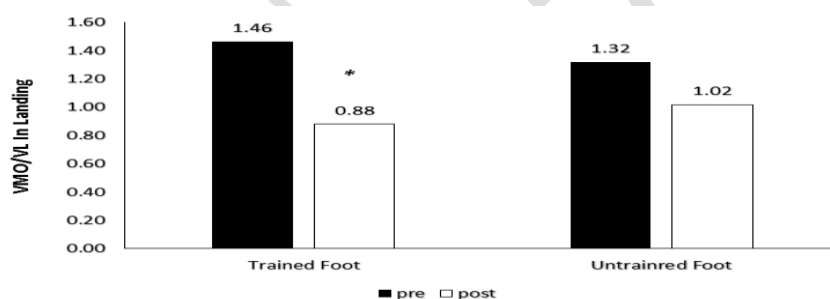


شکل 2- مقایسه داده های مربوط به نسبت زمان شروع VMO/VL در حرکت پرش و فرود تک پا قبل و بعد از انجام پروتکل خستگی در پای تمرین کرده و پای تمرین نکرده (میانگین \pm انحراف استاندارد).

Figure2- Comparison of VMO / VL onset ratio data, before and after performing the fatigue protocol in single-leg jump and landing in trained and untrained foot.

نسبت VMO/VL در لحظه تماس با زمین در حرکت پرش و فرود تک پا:

نتایج مربوط به پای غالب (تمرین کرده) نشان داد که به طور کلی نسبت فعالیت الکتریکی عضله VMO/VL در لحظه تماس با زمین در حرکت پرش و فرود تک پا بعد از پروتکل خستگی در پای تمرین کرده ($z=-2.80, P=0.005$) به صورت معناداری کاهش پیدا کرده است (شکل شماره 3). آنالیز آماری داده های مربوط به نسبت فعالیت الکتریکی عضله VMO/VL در لحظه تماس با زمین در حرکت پرش و فرود تک پا قبل از شروع پروتکل خستگی و بعد از پروتکل خستگی در پای تمرین نکرده نشان داد که به طور کلی بین نسبت فعالیت الکتریکی عضله VMO/VL در لحظه تماس با زمین در حرکت پرش و فرود تک پا بعد از پروتکل خستگی در پای تمرین نکرده آزمودنی ها ($t_9=1.29, P=0.22$) تفاوت معناداری وجود نداشت و تفاوت معناداری نیز بین پای تمرین کرده و پای تمرین نکرده یافت نشد ($P=0.34$).



شکل 3- مقایسه داده های مربوط به نسبت VMO/VL در لحظه تماس با زمین در حرکت پرش و فرود تک پا قبل و بعد از انجام پروتکل خستگی در پای تمرین کرده و پای تمرین نکرده (میانگین \pm انحراف استاندارد).

Figure3- Comparison of VMO/VL ratio data, at the moment of ground contact before and after performing the fatigue protocol in single-leg jump and landing in trained and untrained foot.

علامت * به معنای معنادار بودن تفاوت بعد از پروتکل خستگی نسبت به قبل از آن در پای تمرین کرده می باشد.

بحث و نتیجه گیری

مطالعه حاضر با هدف بررسی تاثیر خستگی عضلانی غیرموضعی در شرایط عملکردی و پویا، بر تغییرات نیرو (قدرت) و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اطراف زانو بعد از انجام پروتکل خستگی در فوتبالیست های مرد

حرفه ای انجام شد و مهم ترین یافته تحقیق حاضر این بود که پروتکل خستگی عملکردی وپویا باعث کاهش IRM هم در پای تمرین کرده (غالب) و هم در پای تمرین نکرده (غیرغالب) گردید و در نتیجه، شاید بتوان آن را تایید کننده خستگی غیرموضعی در پای تمرین نکرده دانست، در حالیکه بعد از انجام پروتکل هیچ تغییری در نسبت الکترومیوگرافی زمان شروع فعالیت عضله VMO نسبت به VL در حرکت پرش و فرود تک پا در پای تمرین کرده و تمرین نکرده مشاهده نشد. بعلاوه پروتکل خستگی انجام شده باعث تغییر نسبت الکترومیوگرافی دو عضله در لحظه تماس با زمین بعد از انجام پرش و در فرود تک پا در پای تمرین کرده شد و آن را کاهش داد در حالیکه تغییری در نسبت الکترومیوگرافی پای تمرین نکرده به وجود نیامد.

مطالعاتی که به بررسی مکانیسم های خستگی عضلانی غیرموضعی پرداخته و کاهش نیرو در عضلات تمرین نکرده و عدم وجود خستگی محیطی را نشان داده اند قویاً از فرضیه مکانیسم های مرکزی دخیل در پدیده NLMF حمایت می کنند (11). توزیع متابولیت ها و اسیدوز افزایش یافته در عضله های تمرین کرده توسط سیستم قلبی عروقی در سطح بدن و تاثیر آن ها بر عملکرد عضله و انتشار پتانسیل عمل در سمت تمرین نکرده و در ادامه کاهش نیرو در هر پل عرضی و کاهش حساسیت میوفیبریلار می تواند دلایل احتمالی کاهش IRM در این مطالعه در نظر گرفته شود. طبق مطالعات قبلی (8, 11-14) تغییر محیط متابولیکی منجر به فعال شدن آوران های گروه 3 و 4 و در طول یک زنجیره فیدبکی باعث مهار روی سیستم عصبی مرکزی می شوند و این مهار منجر به کاهش نیروی تولیدی حداکثری در عضلات تمرین نکرده می گردد که در مطالعه ما نیز می تواند دلیل احتمالی کاهش IRM مشاهده شده در سمت تمرین نکرده در نظر گرفته شود. از طرفی توانایی فعال سازی کامل یک عضله مشروط بر تحریک و مهار مناسب نخاعی و فوق نخاعی می باشد که طبق مطالعات انجام شده خستگی در یک سمت باعث کاهش عملکرد فوق نخاعی و در نتیجه باعث اختلال عملکرد در عضله سمت مقابل می شود (8). بنابراین، به طور خلاصه و طبق دسته بندی مکانیسم های خستگی عضلانی غیرموضعی که در بخش مقدمه، مفصل توضیح داده شد؛ هرکدام از مکانیسم های عصبی، مکانیسم های بیوشیمیایی و مکانیسم های روانشناختی می توانند دلیل

احتمالی کاهش IRM مشاهده شده در سمت تمرین نکرده در نظر گرفته شوند. در موضوع خستگی عضلانی غیرموضعی، ناهمگنی بین مطالعات بسیار قابل توجه است و تعداد محدودی از مطالعات خستگی عضلانی غیرموضعی شامل پروتکل های داینامیک، اثر معنادار آن را روی اندام فوقانی یا تحتانی را گزارش کرده اند (14, 30, 31)، البته همانطور که بیان شد نتایج مختلف می تواند ناشی از گوناگونی پروتکل های داینامیک مورد استفاده باشد.

هم راستا با مطالعه انجام شده، برخی شواهد قبلی مثل مطالعه Halperin (2015) (9) و Behm (2021) بیان کننده نتایج خستگی عضلانی غیرموضعی بر پایه تست های استقامتی با مدت زمان بالای 75 ثانیه هستند و در نتیجه می توان اینطور بیان کرد که خستگی عضلانی غیرموضعی وقتی که با یک تست استقامتی مورد آزمایش قرار می گیرد می تواند باعث اختلال متوسط در عضله تمرین نکرده غیرموضعی شود. اگر چه مطالعات کمی این موضوع را نشان داده اند و مکانیسم های احتمالی این اثر خاص هنوز مشخص نیست (18)؛ یافته های متاآنالیز Behm و همکاران در سال 2021 بیانگر این مسئله بود که هنگام اندازه گیری های عملکردی، شواهدی مبنی بر تأثیر متوسط NLMF بر نتایج مبتنی بر استقامت وجود دارد (18).

مطالعات قبلی، نتایج متفاوتی را در مورد NLMF گزارش کرده اند (11, 34-32) مطالعه انجام شده از نظر تأثیر خستگی یک طرفه بر اختلال نیرو و قدرت عضله تمرین نکرده با بخش قابل توجهی از مطالعات قبلی هم راستا است؛ به طور مثال مطالعات Martin, Ratty (10)، Doix (21)، Li (35) و Halperin (8, 9) نشان دادند که بیشینه انقباض ارادی (MVC) و نیروی تولیدی در عضلات تمرین نکرده بعد از انجام پروتکل خستگی توسط عضو مقابل، کاهش می یابد.

در مقابل، نتایج به دست آمده از مطالعه حاضر از نظر تأثیر خستگی یک طرفه بر اختلال نیرو و قدرت عضله تمرین نکرده با بخشی از مطالعات قبلی در تضاد است؛ به طور مثال مطالعات Kennedy (36)، Grabiner (37)، Regueme (32)، Arora (23) بیانگر این موضوع بود که بعد از انجام

پروتکل خستگی پویای یک طرفه ، هیچ گونه نقصی در تولید نیرو و یا عملکرد سمت مقابل ایجاد نمی شود.

در بین مطالعات انجام شده تعدادی از آن ها در موضوع خستگی غیرموضعی به بررسی الکترومیوگرافی (EMG) عضلات هدف پرداختند که نتایج این مطالعات، بسیار در تناقض هستند. به عنوان مثال بعضی مطالعات نشان دادند که خستگی ناشی از تمرین در یک پا می تواند عملکرد عصبی-عضلانی پای مقابل را تحت تاثیر قرار دهد (9) در حالی که تعدادی از آن ها هیچ تغییر معناداری در فعالیت عصبی-عضلانی عضو مقابل را ثبت و گزارش نکردند (10, 15, 18, 21-23, 38). نتایج مطالعه حاضر با آن دسته از مطالعاتی که بیان کردند که خستگی یک طرفه تاثیری بر فعالیت الکترومیوگرافی سمت مقابل ایجاد نمی کند هم سو است؛ به طور مثال مطالعه Aboodarda (2019) (33) نشان داد که خستگی یک طرفه، عملکرد عصبی-عضلانی عضلات بازکننده ی زانوی مقابل را تغییر نمی دهد و تغییری در EMG ایجاد نمی کند که از جهت عدم ایجاد تغییر در EMG با مطالعه ما همسو است.

Sambahar (2016) نشان داد که خستگی عضلات بازکننده ی زانو به صورت دو طرفه باعث اختلال عملکرد عضله خم کننده ی آرنج شده و تولید نیروی عضله را کاهش می دهد، در حالی که بر خروجی الکترومیوگرافی تاثیری ندارد (11). در مطالعه ye (۲۰۱۸) (39) و هم راستا با مطالعه ی ما، تضاد بین NLMF مشاهده شده در عضله ی بازکننده ی زانوی تمرین نکرده ی آزمودنی ها و آمپلیتود (دامنه نوسان) الکترومیوگرافی تغییر نکرده عضله پهن خارجی، قابل توجه است و می توان احتمال داد که بین الکترومیوگرافی و نیرو در عضلات اسکلتی انسان ارتباط غیر خطی وجود دارد و افزایش یا کاهش دامنه نوسان الکترومیوگرافی همیشه با کاهش یا افزایش نیرو در ارتباط مستقیم نیست (12, 39, 40) و از این جهت نتایج مطالعه حاضر با مطالعه ye و همکاران نیز هم سو است و می توان این طور حدس زد که عدم تغییر در شاخص های الکترومیوگرافی در مطالعه حاضر می تواند ناشی از احتمال ارتباط غیر خطی بین شاخص الکترومیوگرافی و نیرو در عضلات اسکلتی انسان باشد و اینکه افزایش یا کاهش آمپلیتود الکترومیوگرافی همیشه با کاهش یا افزایش نیرو

در ارتباط مستقیم نیست (12, 39, 40). البته این احتمال نیز وجود دارد که تغییرات الکترومیوگرافی در دو عضله پهن داخلی مایل و پهن خارجی به یک میزان و در یک جهت، انجام شده است و در نتیجه نسبت آن‌ها تغییر معناداری نداشته است. در نتیجه اینطور حدس زده می‌شود که خستگی غیرموضعی اثری بر الگوی فعالیت عضله و مداخله‌ای در نسبت فعال‌سازی عضلات و نسبت فعالیت الکتریکی آن‌ها ندارد، اگرچه نیاز به مطالعات بیشتر در این باره احساس می‌شود.

پیام مقاله

مطالعه حاضر به صورت کاربردی و با طراحی یک پروتکل عملکردی و زیربیشینه‌ی متناوب و پویا و با محوریت خستگی غیرموضعی در فوتبالیست‌های حرفه‌ای انجام شد تا شاید بتوان از نتایج آن در جهت عملکرد بهتر فوتبالیست‌های حرفه‌ای و یا آگاهی ورزشکاران و بدنسازان برای توجه به تمرین مناسب و کافی، هم در پای غالب و هم در پای غیرغالب، استفاده کرد. مطالعه‌ی ما نشان داد که بعد از انجام پروتکل خسته‌کننده زیربیشینه به صورت یک طرفه، IRM هم در پای تمرین کرده و هم در پای تمرین نکرده کاهش یافت و شاید بتوان آن را تایید کننده‌ی خستگی غیرموضعی در پای تمرین نکرده دانست. نقطه قوت مطالعه‌ی حاضر در این بود که این مطالعه به صورت پویا و عملکردی و در ورزشکاران حرفه‌ای انجام شد در حالیکه بیشتر مطالعاتی که تاکنون انجام شده بودند بیشتر به بررسی این موضوع در شرایط ایستا پرداخته‌اند. اما در مطالعه حاضر مکانیسم‌های اثر بررسی نشدند که نیاز است تا در مطالعات بعدی بررسی شوند.

تشکر و قدردانی

این مقاله از پایان‌نامه دوره دکتری مصوب شده در دانشگاه تربیت مدرس استخراج شده است. نویسندگان بر خود لازمی‌دانند مراتب تشکر صمیمانه خود را از مسئولان و کارکنان پژوهشی دانشکده علوم انسانی دانشگاه تربیت مدرس، کارکنان بخش آزمایشگاه و آزمودنی‌های محترم که از بازیکنان لیگ برتر فوتبال بودند و به صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند و ما را در انجام و ارتقای کیفی این پژوهش یاری دادند، اعلام نمایند.

1. [Lehance C, Binet J, Bury T, Croisier JL. Muscular strength, functional performances and injury risk in professional and junior elite soccer players. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2009;19\(2\):243-51.](#)
2. [Brown TN, Palmieri-Smith RM, McLean SG. Comparative adaptations of lower limb biomechanics during unilateral and bilateral landings after different neuromuscular-based ACL injury prevention protocols. J Strength Cond Res. 2014;28\(10\):2859-71.](#)
3. [Munro A, Herrington L, Comfort P. Comparison of landing knee valgus angle between female basketball and football athletes: possible implications for anterior cruciate ligament and patellofemoral joint injury rates. Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine. 2012;13\(4\):259-64.](#)
4. [Kim H, Song CH. Comparison of the VMO/VL EMG Ratio and Onset Timing of VMO Relative to VL in Subjects with and without Patellofemoral Pain Syndrome. Journal of Physical Therapy Science. 2012;24\(12\):1315-7.](#)
5. [Callaghan MJ, McCarthy CJ, Oldham JA. Electromyographic fatigue characteristics of the quadriceps in patellofemoral pain syndrome. Manual therapy. 2001;6\(1\):27-33.](#)
6. [Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. Physiol Rev. 2001;81\(4\):1725-89.](#)
7. [Power GM, Jeon J. Lack of Evidence for Non-Local Muscle Fatigue and Performance Enhancement in Young Adults.”. Journal of sports science & medicine 2021.](#)
8. [Halperin I, Copithorne D, Behm DG. Unilateral isometric muscle fatigue decreases force production and activation of contralateral knee extensors but not elbow flexors. Appl Physiol Nutr Metab. 2014;39\(12\):1338-44.](#)
9. [Halperin I, Chapman DW, Behm DG. Non-local muscle fatigue: effects and possible mechanisms. Eur J Appl Physiol. 2015;115\(10\):2031-48.](#)
10. [Martin PG, Rattay J. Central fatigue explains sex differences in muscle fatigue and contralateral cross-over effects of maximal contractions. Pflugers Arch. 2007;454\(6\):957-69.](#)
11. [Šambaher N, Aboodarda SJ, Behm DG. Bilateral Knee Extensor Fatigue Modulates Force and Responsiveness of the Corticospinal Pathway in the Non-fatigued, Dominant Elbow Flexors. Frontiers in human neuroscience. 2016;10:18.](#)
12. [Todd G, Petersen NT, Taylor JL, Gandevia SC. The effect of a contralateral contraction on maximal voluntary activation and central fatigue in elbow flexor muscles. Experimental brain research. 2003;150\(3\):308-13.](#)
13. [Sidhu SK, Weavil JC, Venturelli M, Garten RS, Rossman MJ, Richardson RS, et al. Spinal \$\mu\$ -opioid receptor-sensitive lower limb muscle afferents determine corticospinal responsiveness and promote central fatigue in upper limb muscle. The Journal of physiology. 2014;592\(22\):5011-24.](#)
14. [Amann M, Venturelli M, Ives SJ, McDaniel J, Layec G, Rossman MJ, et al. Peripheral fatigue limits endurance exercise via a sensory feedback-mediated reduction in spinal motoneuronal output. Journal of applied physiology \(Bethesda, Md : 1985\). 2013;115\(3\):355-64.](#)

15. [Halperin I, Aboodarda SJ, Behm DG. Knee extension fatigue attenuates repeated force production of the elbow flexors. Eur J Sport Sci. 2014;14\(8\):823-9.](#)
16. [Johnson MA, Mills DE, Brown PI, Sharpe GR. Prior upper body exercise reduces cycling work capacity but not critical power. Med Sci Sports Exerc. 2014;46\(4\):802-8.](#)
17. [Nordsborg N, Mohr M, Pedersen LD, Nielsen JJ, Langberg H, Bangsbo J. Muscle interstitial potassium kinetics during intense exhaustive exercise: effect of previous arm exercise. Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol. 2003;285\(1\):R143-8.](#)
18. [Behm DG, Alizadeh S, Hadjizedah Anvar S, Hanlon C, Ramsay E, Mahmoud MMI, et al. Non-local Muscle Fatigue Effects on Muscle Strength, Power, and Endurance in Healthy Individuals: A Systematic Review with Meta-analysis. Sports Med. 2021;51\(9\):1893-907.](#)
19. [Taylor JL, Todd G, Gandevia SC. Evidence for a supraspinal contribution to human muscle fatigue. Clinical and experimental pharmacology & physiology. 2006;33\(4\):400-5.](#)
20. [Amiri E GR, Rajabi H, Rezasoltani Z, Azma K, Kavehee A. Changes in corticospinal excitability and motoneuron responsiveness during and within a time course after fatiguing submaximal isotonic contractions. sport physiology. 2019;11 \(41\):17-30.](#)
21. [Doix AC, 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.](#)
22. [Aboodarda SJ, Iannetta D, Emami N, Varesco G, Murias JM, Millet GY. Effects of pre-induced fatigue vs. concurrent pain on exercise tolerance, neuromuscular performance and corticospinal responses of locomotor muscles. The Journal of physiology. 2020;598\(2\):285-302.](#)
23. [Arora S, Budden S, Byrne JM, Behm DG. Effect of unilateral knee extensor fatigue on force and balance of the contralateral limb. Eur J Appl Physiol. 2015;115\(10\):2177-87.](#)
24. [Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar Pronation Does Not Influence Impact Forces or Rate of Loading During a Single-Leg Landing. Journal of athletic training. 2003;38\(1\):18-23.](#)
25. [Li H, Zhou CK, Song J, Zhang WY, Wang SM, Gu YL, et al. Curative efficacy of low frequency electrical stimulation in preventing urinary retention after cervical cancer operation. World journal of surgical oncology. 2019;17\(1\):141.](#)
26. [Giggins OM, Persson UM, Caulfield B. Biofeedback in rehabilitation. Journal of neuroengineering and rehabilitation. 2013;10:60.](#)
27. [Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2000;10\(5\):361-74.](#)
28. [Fuller CW, Dick RW, Corlette J, Schmalz R. Comparison of the incidence, nature and cause of injuries sustained on grass and new generation artificial turf by male and female football players. Part 2: training injuries. British journal of sports medicine. 2007;41 Suppl 1\(Suppl 1\):i27-32.](#)
29. [Behrens M, Mau-Moeller A, Wassermann F, Bruhn S. Effect of fatigue on hamstring reflex responses and posterior-anterior tibial translation in men and women. PloS one. 2013;8\(2\):e56988.](#)

30. [Ciccone AB, Brown LE, Coburn JW, Galpin AJ. Effects of traditional vs. alternating whole-body strength training on squat performance. Journal of strength and conditioning research. 2014;28\(9\):2569-77.](#)
31. [Triscott S, Gordon J, Kuppaswamy A, King N, Davey N, Ellaway P. Differential effects of endurance and resistance training on central fatigue. Journal of sports sciences. 2008;26\(9\):941-51.](#)
32. [Regueme SC, Barthèlemy J, Nicol C. Exhaustive stretch-shortening cycle exercise: no contralateral effects on muscle activity in maximal motor performances. Scand J Med Sci Sports. 2007;17\(5\):547-55.](#)
33. [Aboodarda SJ, Zhang CXY, Sharara R, Cline M, Millet GY. Exercise-Induced Fatigue in One Leg Does Not Impair the Neuromuscular Performance in the Contralateral Leg but Improves the Excitability of the Ipsilateral Corticospinal Pathway. Brain sciences. 2019;9\(10\).](#)
34. [Paillard T, Chaubet V, Maitre J, Dumitrescu M, Borel L. Disturbance of contralateral unipedal postural control after stimulated and voluntary contractions of the ipsilateral limb. Neuroscience research. 2010;68\(4\):301-6.](#)
35. [Li Y, Power KE, Marchetti PH, Behm DG. The effect of dominant first dorsal interosseous fatigue on the force production of a contralateral homologous and heterologous muscle. Appl Physiol Nutr Metab. 2019;44\(7\):704-12.](#)
36. [Kennedy DS, McNeil CJ, Gandevia SC, Taylor JL. Fatigue-related firing of distal muscle nociceptors reduces voluntary activation of proximal muscles of the same limb. J Appl Physiol \(1985\). 2014;116\(4\):385-94.](#)
37. [Grabiner MD, Owings TM. Effects of eccentrically and concentrically induced unilateral fatigue on the involved and uninvolved limbs. J Electromyogr Kinesiol. 1999;9\(3\):185-9.](#)
38. [Doix AM, Wachholz F, Marterer N, Immler L, Insam K, Federolf PA. Is the cross-over effect of a unilateral high-intensity leg extension influenced by the sex of the participants? Biology of sex differences. 2018;9\(1\):29.](#)
39. [Ye X, Beck TW, Wages NP, Carr JC. Sex comparisons of non-local muscle fatigue in human elbow flexors and knee extensors. Journal of musculoskeletal & neuronal interactions. 2018;18\(1\):92-9.](#)
40. [Whitten JHD, Hodgson DD, Drinkwater EJ, Prieske O, Aboodarda SJ, Behm DG. Unilateral Quadriceps Fatigue Induces Greater Impairments of Ipsilateral versus Contralateral Elbow Flexors and Plantar Flexors Performance in Physically Active Young Adults. J Sports Sci Med. 2021;20\(2\):300-9.](#)