Sport. Physiol, 2024, 15(60): 17-34, Doi: 10.22089/spj.2022.12005.2173

Sport Physiology

Journal hompage: https://spj.ssrc.ac.ir

Original Article

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

Z. Hosseinzadeh[1], R. Gharakhanlou[2*], Sh. Shahrbanian[3], Z. Mosallanezhad[4]

1. Ph.D. Student in Exercise Physiology, Factually of Humane Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
2. Professor of Exercise Physiology, Factually of Humane Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
3. Assistant Professor of Exercise Physiology, Factually 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

Received: 27/12/2021, Revised: 22/02/2022, Accepted: 28/02/2022

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 obliqus 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.

Copyright: © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

* Corresponding Author: R. Gharakhanlou, Tel: +98- 9123279536, E-mail: ghara_re@modares.ac.ir

How to Cite: Hosseinzadeh, Z; Gharakhanlou, R; Shahrbanian, Sh. Mosallanezhad, Z. (2024). 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. *Sport Shysiology*, 15(59), 17-34. In Persian.

Extended Abstract

Background and Purpose

Non-local muscle fatigue (NLMF) is characterized by muscle performance impairments in non-exercised muscle(s) following a fatiguing protocol of a different muscle group(s). Non-local muscle fatigue likely arises from several mechanisms: **Neurological, Biochemical, Biomechanical and Psychological mechanisms** (1)**.**

The type of contractions that induce fatigue activate each of these mechanisms differently. In many studies, maximal isometric contraction has been used as the main model for evaluating NLMF, while many patterns of exercise, such as football, are dynamic (isotonic) contractions with sub-maximal intensity. Studies, have rarely used protocols which are based on dynamic and functional contractions to assess NLMF (2).

Accordingly, due to the limited resources available about NLMF, especially in the case of functional conditions, and considering the importance of knee muscle strength and electromyographic activity balance of vastus medialis obliqus and vastus lateralis muscles relative to each other, especially in professional athletes (3), the aim of the present study was to investigate the effect of NLMF in functional conditions on changes in force and electromyographic activity of these muscles in professional football players.

Materials and Methods

10 healthy professional football players (BMI= 24.8 ± 1.65 kg/m², age= 28.6 ± 1.91 years, Weight 79/4 ±3/72 kg) who had no history of neuromuscular disorders and diseases, volunteered to take part in this study and each subject visited the laboratory on two different occasions with an interval of at least 72 hours in between. In the first session, all participants got familiar with the study protocol and instruments and then, written informed consent was obtained from each participant. The experimental procedure was reviewed and approved by the Ethics Committee on Sport Sciences Research Institute of Iran (Regist #: IR.SSRI.REC.1400.1287). After determining the dominant leg, one- repetition maximum (1RM) of both legs and 25% of 1RM for all subjects were calculated. In this study, the electrical activity of selected muscles was measured and recorded by surface electromyography of the professional biofeedback device PHENIX Liberty (Electromyography Biofeedback Systems, electronic concept lignon innovation, France) and in terms of microvolts per unit time (4).

In the second session, after connecting the electrodes (SENIAM protocol) and warm-up, 1RM, the onset of electrical activity of the vastus medialis obliqus to vastus lateralis (VMO / VL) at the start of single-legged jump and landing and the ratio of VMO / VL electrical activity, at the moment of impact with the ground in single-legged jump and landing, before and after doing Fatigue protocol with the dominant leg (3 sets of 3 minutes of flexion and Extension of knee(1-second flex,1-second Ext) with 25% of 1RM by a 1-minute rest between per set (2) and immediately after the third set, jump on single leg with dominant leg for 2 minutes (5) (with maximum power and 2-seconds between each jump)), was compared in both legs. Paired-Sample T Test and Wilcoxon test was used to examine changes before and after the fatigue protocol ($p \leq 0.05$).

Findings

1RM was significantly reduced after the fatigue protocol in both the trained and untrained legs (P=0.00, P=0.004), 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).

Table1- Comparison of measured indices, before and after the protocol of fatigue in trained and untrained feet

	1RM (Kg)		Onset of VMO/VL in single-leg jump and landing		VMO/VL ratio at the moment of ground contact in single-leg jump and landing	
	Trained foot	**Untrained foot**	**Trained foot**	**Untrained foot**	**Trained foot**	**Untrained foot**
Before fatigue protocol	۳۵/۵۸±۳/۵۷	۳۵/۱۳±۳/۵۷	۰.۹۰ ±۰.۰۳	۰.۹۹±۰.۰۱	۱.۴۶ ±۰.۱۹	۱.۳۱ ±۰.۱۴
After fatigue protocol	۲۶/۴۴±۳/۳۳*	۳۳/۴۵±۳/۶۳*	۰.۹۵±۰.۰۳	۰.۹۶±۰.۰۳	۰.۸۷ ±۰/۱۱*	۱.۰۱ ±۰.۱۱

***p≤0.05**

Conclusion

The fatigue protocol reduced 1RM in both trained and untrained legs, which can confirm Non-Local Muscle Fatigue in the untrained leg. It was also found that Non-Local Muscle Fatigue did not affect the electromyographic activity balance of vastus medialis obliqus and vastus lateralis muscles relative to each other both at the start of activity in single-legged jump and landing and the ratio of VMO / VL electrical activity, at the moment of impact with the ground in single-legged jump and landing.So, NLMF 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.

Therefore, the results of the present study are in agreement with some experiments showing that the increase or decrease of the electromyographic amplitude is not always directly related to the decrease or increase of the force (6-8).

Article Message

The present study was carried out in a practical way by designing a functional dynamic sub-maximal protocol, with the focus on non-local muscle fatigue in professional football players, so that perhaps its results might be beneficial for better performance of professional football players or awareness of athletes and bodybuilders to Pay attention to proper and adequate exercise, both in the dominant and non-dominant legs. Strengthening this conclusion is the fact that it was performed dynamically and functionally in professional athletes, while most of the studies that have been done, have focused on this issue in static conditions. However, in the present study, the mechanisms of effect were not investigated, which needs to be investigated in future studies.

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

References

1. 1.Halperin I, Chapman DW, Behm DG. Non-local muscle fatigue: effects and possible mechanisms. Eur J Appl Physiol. 2015;115(10):2031-48.
2. 2.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.
3. 3. 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.
4. 4.Giggins OM, Persson UM, Caulfield B. Biofeedback in rehabilitation. Journal of neuroengineering and rehabilitation. 2013; 10:60.
5. 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.
6. 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.
7. 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.
8. 8.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.

فیزیولوژی ورزشی، زمستان ۱۴۰۲، دوره ۱۵، شماره ۶۰، صص ۳۴-۱۷. Doi: 10.22089/spj.2022.12005.2173

فیزیولوژی ورزشی

Journal hompage: https://spj.ssrc.ac.ir

نوع مقاله: پژوهشی

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

زینب حسین زاده[۱] ، رضا قراخانلو[۲*] ، شهناز شهربانیان[۳]، زهرا مصلی نژاد[۴]

۱. دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزش، دانشگاه تربیت مدرس

۲. استاد فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه تربیت مدرس

۳. استادیار فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه تربیت مدرس

۴. استادیار فیزیوتراپی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۱۰/۰۶ ، تاریخ اصلاح: ۱۴۰۰/۱۲/۰۳ ، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۱۲/۰۹

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:** ۱۰ فوتبالیست حرفه ای مرد سالم (سن ۱/۹۱ ± ۲۸/۶ سال و شاخص توده بدن ۱/۶۵ ± 24/8 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 ۳ دقیقه ای حرکت خم و بازکردن زانو با ۲۵ درصد یک تکرار بیشینه و بلافاصله بعد از انجام ست سوم، پرش تک پا با همان پا به مدت ۲ 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 الکترومایوگرافی عضله پهن داخلی مایل به عضله پهن خارجی.

* Corresponding Author: R. Gharakhanlou, Tel: +98- 9123279536, E-mail: ghara_re@modares.ac.ir

How to Cite: Hosseinzadeh, Z; Gharakhanlou, R; Shahrbanian, Sh. Mosallanezhad, Z. (2024). 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. *Sport Shysiology*, 15(59), 17-34. In Persian.

Copyright: © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

مقدمه

عملکرد بهینه در فوتبال به عوامل فیزیولوژیکی متفاوتی بستگی دارد. قدرت عضلات از مهم‌ترین فاکتورهای اصلی موفقیت در ورزش فوتبال است که موجب بهتر انجام دادن مهارت‌های تکنیکی و تاکتیکی در ورزشکاران این رشته می شود (۱). بیشتر افراد هنگام اجرای مهارت‌های فوتبال از پای غالب استفاده می‌کنند و پای غیرغالب به عنوان پای تکیه‌گاه در بسیاری از مهارت‌های فوتبال از جمله شوت‌زدن، پاس‌دادن و دریبل‌زدن استفاده می‌شود (۲). از آنجایی 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 فعالیت‌های مذکور، نیروهای اضافی بر مفاصل اعمال می‌شوند و علاوه بر تاثیر بر عملکرد ورزشکار، ریسک آسیب‌های مرتبط را نیز افزایش می‌دهند (۳). گروه عضلات چهارسرران به عنوان بازکننده‌ی اصلی مفصل زانو، در فعالیت‌های حرکتی و اجرای مهارت‌های 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 متضاد[3] یکدیگر برای کنترل جابجایی داخل به خارج کشکک عمل می‌کنند اما باید در زمان و با فعالیت مناسب، نسبت به یکدیگر فعال شوند تا مفصل زانو عملکرد و کارایی مناسب و بهینه داشته باشد (۴). کاهش نسبت فعالیت الکترومیوگرافی و شروع با تاخیر فعالیت این دو عضله نسبت به هم منجر به مسیر غیرطبیعی کشکک و افزایش فشار در مفصل کشککی ـ رانی شده و باعث بی‌ثباتی مفصل زانو گردیده فرد را مستعد آسیب‌های مختلف می‌نماید (۴).

از طرفی خستگی عصبی ـــ عضلانی که بدون شک یکی از پیچیده‌ترین مکانیسم‌های بدن انسان است از مهمترین عوامل اختلال و کاهش عملکرد اجرای ورزشی محسوب می‌شود که می‌تواند سبب کاهش قدرت ارادی، ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال‌سازی همزمان عضلات موافق و مخالف، تغییر در الگوی حرکت و در نهایت کاهش عملکرد وکارایی سیستم عصبی ـــ عضلانی شده و ریسک آسیب را نیز افزایش دهد (۵, ۶). در سال‌های اخیر موضوع خستگی عضلانی غیرموضعی NLMF[4] (Non Local Muscle Fatigue) مورد توجه محققان زیادی قرار گرفته است. طبق تعاریف، خستگی عضلانی غیر موضعی وقتی اتفاق می‌افتد که خستگی یک طرفه ناشی از فعالیت در یک گروه عضلانی ، باعث خستگی گروه‌های عضلانی غیرفعال شده و فعال‌سازی عصبی، نیرو، قدرت و یا استقامت آن‌ها را تحت تاثیر قرار دهد (۷-۹). برای شناخت هرچه بیشتر و بهتر مکانیسم‌هایی که سبب بروز خستگی عضلانی غیرموضعی می‌شوند. مطالعات زیادی انجام شده و در مجموع مکانیسم‌های زیر موثر بیان شده‌اند:

مکانیسم‌های عصبی: توانایی سیستم عصبی در فعال‌سازی کامل عضلات، نیاز به مشارکت و تعامل پیچیده مدارهای نورونی و مهاری در سطح نخاعی و فوق نخاعی دارد. بروز هر گونه خستگی ناشی از فعالیت بدنی در هر یک از این مراکز و مدارهای عصبی وابسته به آن ها سبب کاهش تدریجی فعال‌سازی ارادی عضلات شده و تحت عنوان خستگی مرکزی شناخته م شود (6). بر این اساس، بروز اثر NLMF می‌تواند تا حدودی به علت تغییرات ناشی از فعالیت بدنی خسته کننده در سیستم عصبی باشد (۹).خستگی می‌تواند سبب بروز تغییرات متابولیکی در عضلات درگیر در حرکت شود و این امر به نوبه خود

1. Vastus medialis oblique (VMO)
2. Vastus lateralis (VL)
3. Antagonist
4. Non-Local Muscle Fatigue

سبب فعال‌سازی آوران‌های درد و فشار گروه III و IV خواهد شد (۱۰). نشان داده شده که این آوران‌ها از طریق یک حلقه بازخوردی، داده‌ای را به سیستم عصبی مرکزی ارسال می‌کنند و باعث مهار سیستم عصبی مرکزی می‌شوند (8, 9, 11-14) که این امر می‌تواند منجر به کاهش فعال‌سازی ارادی[1] و نیروی تولیدی بیشینه در عضلات تمرین نکرده و در نتیجه موجب کاهش عملکرد اندام دیگر شود (۱۱).

مکانیسم‌های بیوشیمیایی: تجمع متابولیت‌ها و افزایش اسیدوز در عضله‌های ورزش کرده، ممکن است توسط سیستم قلبی عروقی در سطح بدن توزیع شود و اثرات غیر موضعی بر عملکرد عضله، عملکرد آنزیمی و انتشار پتانسیل 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(۹).

مکانیسم‌های بیومکانیکی: به نظر می‌رسد که برخی از اثرات دیده شده در NLMF می‌تواند به عدم توانایی گروه‌های عضلانی خسته شده در حفظ ثبات بدن در حین اندازه‌گیری عملکرد گروه‌های 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(۹).

مکانیسم‌های روانشناختی: نشان داده شده که اجرای فعالیت‌های شناختی خسته کننده سبب می‌شود که شرکت کننده فعالیت حرکتی متعاقب را شدیدتر حس کرده و بنابراین در فاصله زمانی کوتاه‌تری 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 (۹).

در بررسی مطالعاتی که تاکنون در این حوزه انجام شده 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 اندازه‌گیری شده، بررسی در اندام فوقانی و یا تحتانی، جنسیت، سن و پیشینه ورزشی آزمودنی‌ها از عواملی هستند که می‌توانند بر میزان و یا شدت NLMF تاثیرگذار باشند (8, 9, 18). نوع فعالیت یا انقباضاتی که سبب القاء خستگی می‌شود (ایزومتریک درمقابل ایزوتونیک، تداومی درمقابل تناوبی و بیشینه در مقابل زیربیشینه) به شکل متفاوتی سبب فعال‌سازی هریک از مکانیسم‌های ذکر شده می‌شوند (۱۹). 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 حالی‌که 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 عملکردی[2] برای بررسی خستگی عضلانی غیرموضعی بسیار به ندرت استفاده شده است. Halperin در یک مقاله مروری در سال ۲۰۱۵ بیان کرده که اثرات خستگی عضلانی غیرموضعی، وقتی با عملکرد عضلانی طولانی و متناوب یا استقامتی (فعالیت‌های با مدت زمان بالای ۷۵ ثانیه) انجام شود در مقایسه با حرکات تکی و کوتاه مدت ۳ تا ۵ ثانیه بیشینه انقباض ارادی (MVC[3]) بیشتر است و سابقه‌ی تمرینی شرکت کننده‌ها نیز می‌تواند بر پاسخ دریافتی تاثیرگذار باشد (۹).

1. Voluntary Activation
2. Functional
3. Maximum Voluntary Contraction

این‌طور به نظر می‌رسد که شناخت هرچه بیشتر این پدیده، بخصوص در ورزشکاران حرفه‌ای و در نتیجه طراحی برنامه‌هایی برای جلوگیری از بروز پدیده NLMF به کاهش اثرات آن بر عملکرد کمک خواهد کرد. علاوه بر این، نتایج مطالعاتی که فعالیت الکترومیوگرافی[1] 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 منابعِ 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 الکترومایوگرافی 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 حرفه‌ای ، این مطالعه به بررسی تاثیر خستگی عضلانی غیرموضعی بر شاخص‌های مذکور در فوتبالیست های حرفه‌ای پرداخت.

روش شناسی پژوهش

با توجه به تجربه پژوهشگر ، ۱۰ 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 ۷۲ ساعت بین هر جلسه، در آزمایشگاه حضور پیدا کردند.در جدول ۱ چگونگی اجرای پژوهش در دو جلسه ی مجزا توضیح داده شده است.

جدول ۱- نمایی از مراحل اجرای پژوهش در دو جلسه مجزا

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

جلسه دوم(۶۰ دقیقه)	جلسه اول(۶۰ دقیقه)
۱. تعیین و آماده کردن محل اتصال الکترودها	۱. بررسی وضعیت سلامت فرد و ثبت اطلاعات شرکت کنندگان
۲. اتصال الکترودهای چسبی به بدن شرکت کنندگان	۲. آشنایی با مراحل تحقیق و آشنایی با دستگاه ثبت فعالیت الکتریکی سطحی عضلات و نحوه ی استفاده از آن در تست
۳. گرم کردن	۳. پر کردن فرم رضایت آگاهانه
۴. انجام تست اولیه (پیش آزمون)	۴. توضیحات دقیق در مورد نحوه و ریتم انجام پروتکل خستگی و تست قبل و بعد از آن به صورت دقیق
۵. انجام پروتوکل خستگی به صورت تک پا که توسط مجری طرح تعیین می شود.	۵. گرم کردن به مدت ۱۰ دقیقه
۶. اندازه گیری 1RM هردوپا بلافاصله بعد از اتمام پروتکل خستگی	۶. تعیین پای غالب آزمودنی ها
۷. انجام تست نهایی(پس آزمون)	۷. اندازه گیری یک تکرار بیشینه(۱RM) هردو پا
۸. ارزیابی وضعیت شرکت کنندگان از نظر ایجاد هرگونه درد مشکل ناشی از انجام تست	۸. محاسبه ۲۵ درصد یک تکرار بیشینه هر فرد

1. Electromyography (EMG)

پس از آشنایی کامل با تست و نحوه‌ی انجام آن، تکمیل فرم رضایت آگاهانه و گرم کردن اولیه، از هر یک از آزمودنی‌ها خواسته شد تا بر روی سکوی ۴۰ سانتیمتری قرار گرفته و بدون راهنمایی، بر روی یک پا فرود آید. پایی که آزمودنی ۳ فرود از ۲ فرود خود را با آن انجام داد، به عنوان پای غالب تعیین گردید (۲٤). به دنبال آن، یک تکرار بیشینه[1](1RM)هر آزمودنی اندازه‌گیری و ۲۵ درصد آن محاسبه و ثبت شد. یک تکرار بیشینه با استفاده از روش غیرمستقیم و با جای‌گذاری مقدار وزنه و تعداد تکرارها در فرمول برزیسکی[2] محاسبه شد. در این مطالعه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب توسط الکترومایوگرافی سطحی دستگاه بیوفیدبک[3] حرفه‌ای PHENIX Liberty (Electromyography Biofeedback Systems, electronic concept lignon innovation, France) و بر حسب میکروولت در واحد زمان، اندازه‌گیری و ثبت شد (25, 26). عضلات مورد استفاده در این تحقیق، پهن خارجی(VL) و پهن داخلی مایل(VMO) بودند. محل الکترودگذاری بر اساس پروتکل SENIAM (Surface Electromyography for Non Invasive Assessment of Muscles) مشخص و الکترودها در جهت ثبت فعالیت الکتریکی سرطحی به محل مشخص شده عضلات متصل گردید. برای عضله پهن خارجی، الکترودها روی ۲/۳ خطی که از برجستگی خار خاصره‌ای قدامی فوقانی[4] به زاویه ی فوقانی خارج کششک وصل می‌شود و برای عضله پهن داخلی مایل، الکترودها روی ۱/۵ خطی که برجستگی خار خاصره‌ای قدامی فوقانی را به قسمت جلویی رباط طرفی داخلی وصل می‌کند، متصل شدند (۲۷). در اولین مرحله از جلسه دوم، آزمودنی‌ها 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 دست‌های خود را بر روی تاج خاصره[5] قرار داده، با پای مورد آزمون بر روی پله چهل سانتی‌متری 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 ۲ ثانیه حفظ نماید (یک مرتبه پرش و فرود تک پای درست و اصولی).

از آنجایی که نقص‌های کنترل عصب - عضله در فرود از ارتفاع ۴۰ سانتی‌متری و بیشتر مشخص می‌شود در این تحقیق نیز از یک سکو با این ارتفاع استفاده شد (۲۸). بعد از گرفتن تست پیش آزمون از هر دو پا ، تمام آزمودنی‌ها 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 همکاران[6](۲۹) و امیری و همکاران (۲۰) استفاده شد. به همین منظور، آزمودنی‌ها سه ست ۳ دقیقه‌ای حرکت خم[7]و بازکردن[8]پای غالب را با ۲۵ درصد یک تکرار بیشینه و با دستگاه جلو پا انجام دادند. ریتم اجرای پروتکل خستگی، به گونه‌ای بود که که حرکت خم کردن طی ۱ ثانیه و حرکت بازکردن زانو نیز طی ۱ ثانیه کامل می‌شد و بین هر ست نیز ۱ دقیقه استراحت انجام گرفت. سپس بلافاصله بعد از ست سوم، پرش تک پا با پای غالب، به مدت ۲ 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

1. One-repetition maximum
2. Berzisky
3. Electromyography Biofeedback Systems
4. Anterior superior iliac spine
5. Iliac crest
6. Behrens M
7. flexion
8. Extension

عمودی تک پا انجام می‌داد. بین هر پرش با پرش بعدی 2 ثانیه فاصله زمانی وجود داشت که توسط آزمون‌گر به وسیله یک مترونوم کنترل می‌شد. بلافاصله پس از اتمام پروتکل خستگی، مجددا 1RM هر دو پای آزمودنی‌ها اندازه‌گیری و ثبت گردید. در هر مرحله‌ای از اجرای پروتکل، زمانی که آزمودنی‌ها قادر به حفظ ریتم و اجرای حرکت نبودند، اجرا متوقف می‌شد و سپس آزمون و اندازه‌گیری‌های لازم انجام می‌شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم افزار SPSS نسخه ۲۶ و با بهره‌گیری از آمار توصیفی و استنباطی استفاده شد. حدود اطمینان ۹۵٪ و ارزش P کمتر و مساوی ۰/۰۵ معنی‌دار در نظر گرفته شد. برای بررسی طبیعی بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک[1] استفاده شد. در متغیرهایی که طبیعی بودن داده‌های آن‌ها تایید شد، برای بررسی تغییرات قبل و بعد از پروتکل خستگی از آزمون t وابسته[2] و برای مقایسه دو پای غالب (تمرین کرده) و غیرغالب (تمرین نکرده) از آزمون t مستقل[3] استفاده گردید. در متغیرهایی که داده های آن‌ها توزیع طبیعی نداشتند نیز از آزمون ناپارامتریک ویلکاکسون[4] استفاده شد.

- **ملاحظات اخلاقی**

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 آزمودنی‌ها در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱- ویژگی های فردی آزمودنی ها (میانگین ± انحراف استاندارد)

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

سن Age(years)	وزن Weight(kg)	قد Height(cm)	شاخص توده بدن BMI[5] (kg/m²)
28/6 ± 1/91	79/4 ±3/72	180 ± 3/45	24/8 ± 1/65

نتایج مربوط به تاثیر خستگی غیرموضعی بر شاخصه‌های اندازه‌گیری 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 ۲ ارایه شده است.

1. Shapiro-Wilk
2. Paired-Sample T Test
3. Independent Sample T-Test
4. Wilcoxon Test
5. Body mass Index

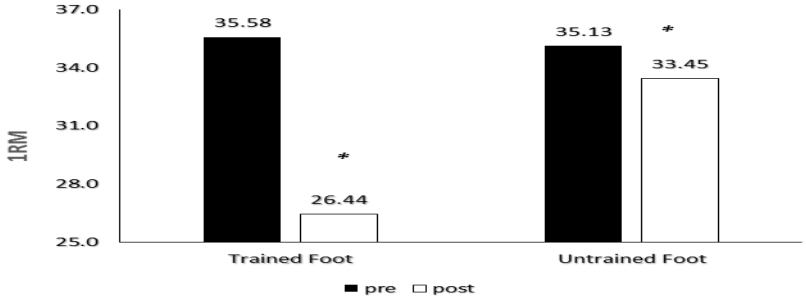
جدول ۲- مقایسه ی شاخص های اندازه گیری شده، قبل و بعد از پروتکل خستگی در پای تمرین کرده و تمرین نکرده(میانگین ± انحراف استاندارد).

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

	1RM (کیلوگرم) (Kg)		نسبتزمان شروع VMO/VL در حرکت پرش و فرود تک پا Onset of VMO/VL in single-leg jump and landing		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 landin
	Untrained foot	Trained foot	Untrained foot	Trained foot	Untrained foot	Trained foot
قبل از پروتکل خستگی	۳۵/۱۳±۳/۵۷	۳۵/۵۸±۳/۵۷	۰.۹۹±۰.۰۱	۰.۹۰ ±۰.۰۳	۱.۳۱ ±۰.۱۴	۱.۴۶ ±۰.۱۹
بعد از پروتکل خستگی	۳۳/۴۵±۳/۶۳*	۲۶/۴۴±۳/۳۳*	۰.۹۶±۰.۰۳	۰.۹۵±۰.۰۳	۱.۰۱ ±۰.۱۱	۰.۸۷ ±۰/۱۱*

***p≤0.05**

1RM: آنالیز آماری نشان داد که به طور کلی 1RM بعد از پروتکل خستگی در پای غالب (تمرین کرده) (t_9=11.07, P=0.00) به صورت معنی‌داری کاهش یافت. همچنین نتایج نشان داد که 1RM بعد از پروتکل خستگی در پای غیر غالب (تمرین نکرده) نیز (t_9=3.88, P=0.004) به صورت معنی داری کاهش یافت(شکل شماره۱)و بین پای غالب و پای غیرغالب نیز تفاوت معنادار بود(t_{19}=8 , P=0.00).

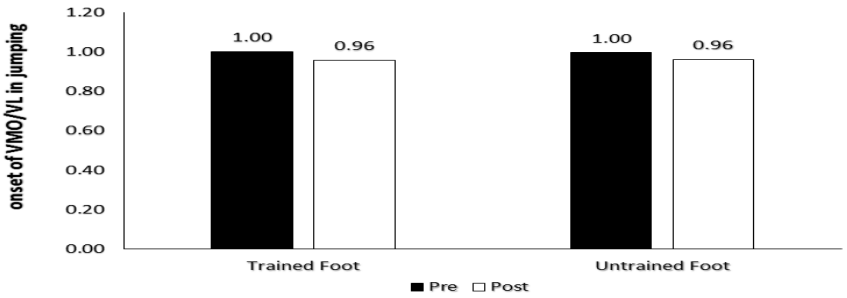


شکل ۱- مقایسه داده های مربوط به 1RM (کیلوگرم) قبل و بعد از انجام پروتکل خستگی در پای تمرین کرده و پای تمرین نکرده (میانگین ± انحراف استاندارد).

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 می‌باشد.

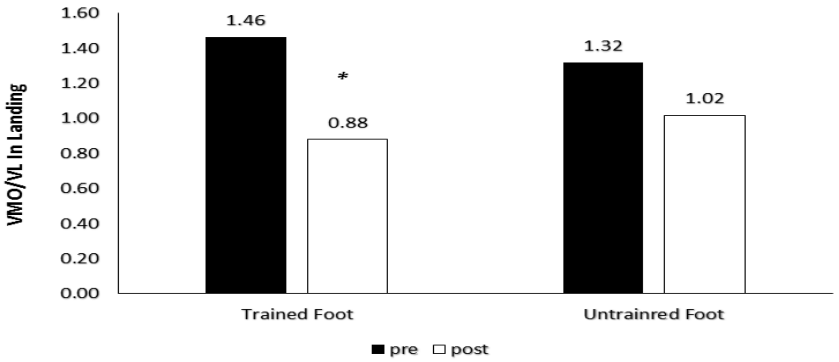
نسبت زمان شروع VMO/VL در حرکت پرش و فرود تک پا: آنالیز آماری داده‌ها نشان داد که به طور کلی، نسبت زمان شروع VMO/VL در حرکت پرش و فرود تک پا قبل و بعد از پروتکل خستگی در پای غالب (تمرین کرده) (**z_9=-1.12,** P=0.26) تغییری نداشت. همان‌گونه که در شکل۲ هم دیده می‌شود نسبت زمان شروع VMO/VL در حرکت پرش و فرود تک پا بعد از پروتکل خستگی در پای تمرین نکرده نیز (Z=0.67, P=0.49) تفاوتی نداشت و بین پای تمرین کرده و تمرین نکرده نیز تفاوتی یافت نشد(P=0.8).



شکل ۲- 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 ± 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) کاهش پیدا کرده است (شکل شماره ۳). آنالیز آماری داده‌های 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 آزمودنی‌ها (t_9=1.29, P=0.22) تفاوتی وجود نداشت و تفاوتی نیز بین پای تمرین کرده و پای تمرین نکرده یافت نشد (P=0.34).



شکل۳- 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 ± 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 می‌باشد.

بحث و نتیجه‌گیری

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 فوتبالیست‌های مرد حرفه‌ای انجام شد و مهم‌ترین یافته تحقیق حاضر این بود که پروتکل خستگی عملکردی وپویا باعث کاهش 1RM 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 مکانیسم‌های خستگی عضلانی غیرموضعی پرداخته و کاهش نیرو در عضلات تمرین نکرده و عدم وجود خستگی محیطی را نشان دادند، قویاً از فرضیه مکانیسم‌های مرکزی دخیل در پدیده NLMF حمایت می‌کنند (۱۱). توزیع متابولیت‌ها و اسیدوز افزیش یافته در عضله‌های تمرین کرده توسط سیستم قلبی - عروقی در سطح بدن و تاثیر آن‌ها 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 1RM در این مطالعه در نظر گرفته شود. طبق مطالعات قبلی (8, 11-14) تغییر محیط متابولیکی منجر به فعال شدن آوران‌های گروه ۳ و ۴ و در طول یک زنجیره فیدبکی باعث مهار روی سیستم عصبی مرکزی می‌شوند و این مهار، منجر به کاهش نیروی تولیدی حداکثری در عضلات تمرین نکرده می‌گردد که در مطالعه ما نیز می‌تواند دلیل احتمالی کاهش 1RM مشاهده شده در سمت تمرین نکرده در نظر گرفته شود. از طرفی توانایی فعال‌سازی کامل یک عضله مشروط بر تحریک و مهار مناسب نخاعی و فوق نخاعی می‌باشد که طبق مطالعات انجام شده خستگی در

یک سمت باعث کاهش عملکرد فوق نخاعی و در نتیجه باعث اختلال عملکرد در عضله سمت مقابل می‌شود (۸).بنابراین، به طور خلاصه و طبق دسته بندی مکانیسم های خستگی عضلانی غیرموضعی که در بخش مقدمه، مفصل توضیح داده شد. هرکدام از مکانیسم‌های عصبی، بیوشیمیایی و روانشناختی می‌توانند دلیل احتمالی کاهش 1RM 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 پروتکل‌های داینامیک، اثر معنادار آن را روی اندام فوقانی یا تحتانی را گزارش کردند (14, 30, 31) ، البته همانطور که بیان شد نتایج مختلف می‌تواند ناشی از گوناگونی پروتکل های داینامیک مورد استفاده باشد.

هم‌راستا با مطالعه انجام شده، برخی شواهد قبلی مثل مطالعه Halperin (۲۰۱۵)(۹)وBehm (۲۰۲۱) بیان کننده نتایج خستگی عضلانی غیرموضعی بر پایه تست‌های استقامتی با مدت زمان بالای ۷۵ ثانیه هستند و در نتیجه می‌توان اینطور بیان کرد که خستگی عضلانی غیرموضعی، وقتی که با یک تست استقامتی مورد آزمایش قرار می‌گیرد می‌تواند باعث اختلال متوسط در عضله تمرین نکرده غیرموضعی شود. اگر چه مطالعات کمی این موضوع را نشان دادند و مکانیسم‌های احتمالی این اثر خاص، هنوز مشخص نیست (۱۸). یافته‌های متاآنالیز Behm و همکاران در سال ۲۰۲۱ بیانگر این مسئله بود که هنگام اندازه‌گیری‌های عملکردی، شواهدی مبنی بر تأثیر متوسط NLMF بر نتایج مبتنی بر استقامت وجود دارد (۱۸). مطالعات قبلی، نتایج متفاوتی را در مورد NLMF گزارش کردند(11, 32-34) مطالعه انجام شده از نظر تاثیر 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 (۱۰)، Doix (۲۱)،Li (35) و Halperin (۸, ۹) 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 تاثیر خستگی یک طرفه بر اختلال نیرو و قدرت عضله تمرین نکرده با بخشی از مطالعات قبلی در تضاد است. به طور مثال مطالعات kennedy (۳۶)،Grabiner (۳۷)، Regueme (۳۲)،Arora (۲۳) بیانگر این موضوع بود که بعد از انجام پروتکل خستگی پویای یک طرفه ، هیچ‌گونه نقصی در تولید نیرو و یا عملکرد سمت مقابل ایجاد نمی‌شود.

در بین مطالعات انجام شده تعدادی از آن‌ها در موضوع خستگی غیرموضعی به بررسی الکترومیوگرافی (EMG) عضلات هدف پرداختند که نتایج این مطالعات، با هم در تناقضند. به عنوان مثال بعضی مطالعات نشان دادند که خستگی ناشی از تمرین در یک پا می‌تواند عملکرد عصبی - عضلانی پای مقابل را تحت تاثیر قرار دهد (۹) در حالی‌که تعدادی از آن‌ها هیچ تغییر معناداری در فعالیت عصبی - عضلانی عضو مقابل را ثبت و گزارش نکردند (10, 15, 18, 21-23, 38) . نتایج تحقیق حاضر با آن دسته از مطالعاتی که بیان کردند که خستگی یک طرفه، تاثیری بر فعالیت الکترومیوگرافی سمت مقابل ایجاد نمی‌کند هم سو است. به طور مثال مطالعه Aboodarda (۲۰۱۹) (۳۳) نشان داد که خستگی یک طرفه، عملکرد عصبی - عضلانی عضلات بازکننده‌ی زانوی مقابل را تغییر نمی‌دهد و تغییری در EMG ایجاد نمی‌کند که از جهت عدم ایجاد تغییر در EMG با مطالعه ما همسو است.

Sambahar(۲۰۱۶) نشان داد که خستگی عضلات بازکننده‌ی زانو به صورت دو طرفه باعث اختلال عملکرد عضله خم کننده‌ی آرنج شده و تولید نیروی عضله را کاهش می‌دهد، در حالی‌که بر خروجی الکترومیوگرافی تاثیری ندارد (۱۱). در مطالعه ye (۲۰۱۸)(۳۹) و هم‌راستا با مطالعه‌ی ما، تضاد بین NLMF مشاهده شده در عضله‌ی بازکننده‌ی زانوی تمرین‌نکرده- ی آزمودنی‌ها و آمپلیتود (دامنه نوسان) الکترومیوگرافی تغییر نکرده عضله پهن خارجی، قابل توجه است و می‌توان 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 می‌توان این طور حدس زد که عدم تغییر در شاخص‌های الکترومیوگرافی در مطالعه حاضر می‌تواند 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 آن ها تغییری 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 این‌باره 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 خسته کننده زیر بیشینه به صورت یک طرفه، 1RM 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 مطالعه ی 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 پرداختند. اما در مطالعه حاضر، مکانیسم‌های اثر، بررسی نشدند و نیاز است که 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 لازم می‌دانند، 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 ارتقاء کیفی این پژوهش یاری دادند، اعلام نمایند.

Reference

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 GMJea. 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, Rattey 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 μ-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, Kuppuswamy 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.