

## Research Paper

**Effect of Central and Peripheral Muscle Fatigue Contribution After Ankle Submaximal Fatiguing Contractions on Muscle Synergies and Postural Control****Z. Hatami Bahmanbegloo<sup>1</sup>, A. R. Farsi<sup>2</sup>, H. Hassanlouie<sup>3</sup>, M. Tilp**

1. Sport and physical education, Shahid beheshti university, Tehran
2. Full Professor, Sport and physical education, Shahid beheshti university, Tehran (Corresponding Author)
3. Associate Professor, Sport and physical education, Shahid beheshti university, Tehran
4. Full Professor, Institute of Movement Science, Sport and Health, University of Graz, Mozartgasse 14, A- 8010 Graz, Austria

**Received: 2021/03/29****Accepted: 2021/07/19**

---

---

**Abstract**

Although the effect of ankle muscles on postural control and muscle synergies have well investigated, it is needed to study more about contribution of central and peripheral fatigue of submaximal contractions on postural control and muscle synergies. The aim of this study was to investigate the effect of submaximal fatiguing exercise that induce preferentially central fatigue on muscle synergy and postural control. For this purpose, 12 volunteer subjects participated in this study. The tibia nerve was electrically stimulated to assess the M-wave, central fatigue (voluntary activation) and peripheral fatigue (rest imposed twitch) during voluntary maximal contractions on dynamometer. Moreover, electromyography activity of ten muscles and COP were recorded to assess muscle synergy and postural stability respectively during anterior-posterior voluntary sway on force plate. In order to induce fatiguing exercise the subjects performed submaximal fatiguing contractions on dynamometer and all of the mentioned variables again were measured. The effect of the fatiguing protocol was assessed through paired-samples T-Test and Z Fisher Test. Submaximal contractions induced greater increases of COP sway area. Muscles activation and muscle synergies variance decreased and the number of co-contractions increased significantly after submaximal contractions ( $P = 0.01$ ). Contribution of central fatigue (16.64%) was significantly greater than peripheral fatigue (2.32%) after submaximal contractions ( $P = 0.02$ ). The results of this study showed that

- 
1. Email: zbahmanbegloo90@yahoo.com
  2. Email: a\_farsi@sbu.ac.ir
  3. Email: hamidhasanlooie@gmail.com
  4. Email: markus.tilp@uni-graz.at



the more central fatigue after submaximal contraction leads more COP changes. Therefore, investigating central and peripheral mechanisms following ankle fatiguing contractions may be useful for scheduling rehabilitation and balance training programs.

**Keywords:** Postural Stability, Muscle Synergy, Submaximal Contractions, Maximal Contractions, Voluntary Activation.

---

## **Extended Abstract**

### **Background and Purpose**

Although the effect of ankle muscles on postural control and muscle synergies have well investigated, but it is needed to study more about contribution of central and peripheral fatigue of submaximal contractions on postural control and muscle synergies. The aim of this study was to investigate the effect of submaximal fatiguing exercise that induce preferentially central fatigue on muscle synergy and postural control.

### **Materials and Methods**

For this purpose, 12 volunteer subjects participated in this study. The tibia nerve was electrically stimulated to assess the M-wave, central fatigue (voluntary activation) and peripheral fatigue (rest imposed twitch) during voluntary maximal contractions on dynamometer. Moreover, electromyography activity of ten muscles and COP were recorded to assess muscle synergy and postural stability respectively during anterior-posterior voluntary sway on force plate. In order to induce fatiguing exercise, the subjects performed submaximal fatiguing contractions on dynamometer and all of the mentioned variables again were measured. The effect of the fatiguing protocol was measured through paired-samples T-Test and Z Fisher Test.

### **Findings**

Submaximal contractions induced greater increases of COP sway area. Muscles activation, muscle synergies variance decreased and the number of co-contractions increased significantly after submaximal contractions ( $P = 0.01$ ). Central fatigue (16.64%) contributed significantly greater than peripheral fatigue (2.32%) after submaximal contractions ( $P = 0.02$ ).

### **Conclusion**

The results of this study showed that the more central fatigue after submaximal contraction leads more COP changes. Therefore, investigating central and



peripheral mechanisms following ankle fatiguing contractions may be useful for scheduling rehabilitation and balance training programs.

**Keywords:** Postural Stability, Muscle Synergy, Submaximal Contractions, Maximal Contractions, Voluntary Activation.



## اثر مشارکت خستگی عضلانی مرکزی و محیطی ناشی از انقباضات زیربیشینه مچ پا بر هم‌کوشی‌های عضلانی و کنترل قامت

زینب حاتمی بهمن بگلو<sup>۱</sup>، علیرضا فارسی<sup>۲</sup>، حمیدالله حسن لویی<sup>۳</sup>، مارکوس تیلپ<sup>۴</sup>

۱. دانشجوی دکتری، گروه علوم رفتاری، شناختی و فناوری ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران
۲. گروه علوم رفتاری، شناختی و فناوری ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران (نویسنده مسئول)
۳. گروه علوم رفتاری، شناختی و فناوری ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران
۴. دانشکده علوم حرکتی، ورزشی و سلامتی، دانشگاه گراتس، ۸۰۱۰، گراتس، اتریش

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۰۴/۲۸

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۰۱/۰۹

### چکیده

اثر خستگی عضلانی مچ پا بر تغییرات کنترل قامت و هم‌کوشی‌های عضلانی بررسی شده است، اما به بررسی بیشتر مشارکت ابعاد خستگی عضلانی (محیطی و مرکزی) بر تغییرات کنترل قامت و هم‌کوشی عضلات نیاز است؛ بنابراین هدف این پژوهش، تعیین اثر انقباضات عضلانی زیربیشینه بر تغییرات کنترل قامت و هم‌کوشی‌های عضلانی بود. دوازده شرکت‌کننده ۲۵-۳۳ ساله به صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. ابتدا تحریک‌های الکتریکی بر عصب درشت‌نئی اعمال شد تا موج M، خستگی مرکزی و خستگی محیطی شرکت‌کننده‌ها طی انقباضات ارادی بیشینه اندازه‌گیری شوند. سپس شرکت‌کنندگان نوسان جلو-عقب روی صفحه نیرو انجام دادند تا میزان هم‌کوشی‌های عضلانی ده عضله و مرکز فشار آن‌ها ثبت شود. شرکت‌کننده‌ها پروتکل خستگی عضلانی حاصل از انقباضات زیربیشینه را روی دینامومتر انجام دادند و پس از آن متغیرهای مربوط به قبل از خستگی، دوباره اندازه‌گیری شدند. اثر خستگی عضلانی با آزمون آماری تی

1. Email: zbahmanbegloo90@yahoo.com
2. Email: a\_farsi@sbu.ac.ir
3. Email: hamidhasanlooie@gmail.com
4. Email: markus.tilp@uni-graz.at



وابسته و تعداد هم‌انقباضی‌ها با آزمون زد فیشر آزمون شد. خستگی حاصل از انقباضات زیربیشینه موجب افزایش معنادار ناحیه نوسان مرکز فشار شد. واریانس فعالیت عضلات، هم‌کوشی‌های عضلانی بعد از خستگی عضلانی کاهش و تعداد هم‌انقباضی‌های عضلانی نیز به‌طور معناداری افزایش یافتند. همچنین خستگی مرکزی (۱۶/۶۴ درصد) به‌طور معناداری مشارکت بیشتری در مقایسه با خستگی محیطی (۲/۳۲ درصد) بعد از انقباضات زیربیشینه داشت؛ بنابراین با توجه به نتایج این مطالعه، بررسی مکانیسم‌های محیطی و مرکزی حاصل از خستگی عضلات مچ پا می‌تواند برای برنامه‌ریزی تمرینات توان‌بخشی و تعادلی مفید باشد.

**واژگان کلیدی:** پایداری قامت، انقباضات زیربیشینه، انقباضات بیشینه، فعال‌سازی ارادی.

## مقدمه

خستگی توانایی عضله برای تولید نیرو را کاهش می‌دهد. این محدودیت ایجادشده در تولید کافی نیرو به دو شکل اتفاق می‌افتد که شامل خستگی محیطی و خستگی مرکزی است. خستگی محیطی دور از منطقه تحریک (در پیوندگاه عصبی عضلانی و دورتر) اتفاق می‌افتد، اما خستگی مرکزی ناشی از فعال‌نشدن ارادی<sup>۱</sup> عضله (مسیر نورون‌های حرکتی) است (۱، ۲). هر دو مؤلفه را می‌توان با استفاده از تحریک الکتریکی گروه عضلانی و با استفاده از تکنیک انقباض درون‌یابی شده<sup>۲</sup> طی انقباض حداکثر نیروی ارادی بیشینه<sup>۳</sup> اندازه‌گیری کرد (۳، ۴). میزان خستگی مرکزی یا خستگی محیطی که در کاهش ظرفیت حداکثر نیروی بیشینه مؤثر است، به عواملی بسیاری از جمله شدت فعالیت بستگی دارد (۴). مطالعات نشان داده‌اند، فرایند خستگی طی فعالیت‌های حاصل از انقباضات با شدت کم، از انقباضات با شدت زیاد متفاوت هستند (۵). فعالیت‌هایی که به مدت طولانی و با شدت انقباضات کم (۵-۴۰ درصد حداکثر نیروی بیشینه) انجام می‌شود، میزان خستگی مرکزی بیشتری به دنبال دارد؛ درحالی‌که در فعالیت‌هایی که به مدت کوتاه و با شدت بیشتری انجام می‌شود، خستگی محیطی درخور توجه است (۶، ۷). درواقع، خستگی مرکزی و محیطی حاصل از تغییرات متابولیک و نورولوژیک، موجب تخریب کنترل عصبی عضلانی می‌شود که این ویژگی‌های کنترل عصبی-عضلانی را می‌توان به‌واسطه اندازه‌گیری‌های حاصل از کنترل قامت<sup>۴</sup> بررسی کرد (۸).

کنترل قامت، یکی از اجزای اساسی چندعضله‌ای در فعالیت‌های روزانه و به‌عنوان مهم‌ترین بخش توانایی ورزشکار معرفی شده است (۹). مطالعات کنترل قامت را شامل کنترل موقعیت بدن در فضا

1. Voluntary Activation
2. Interpolated Twitch Technique
3. MVC
4. Postural Control



به منظور دو هدف ثبات و جهت‌یابی تعریف کرده‌اند. بخش جهت‌یابی در کنترل قامت به‌عنوان توانایی حفظ ارتباط بین قسمت‌های مختلف بدن و محیط برای تکلیف خاص تعریف شده است. از سوی دیگر، بخش ثبات در کنترل قامت به‌عنوان تعادل تعریف شده است که توانایی کنترل توده بدن در ارتباط با سطح اتکا است (۱۰). در تکالیف قامتی که شامل عضلات و مفاصل بسیاری می‌شود، به‌دلیل فراوانی در کنترل اسکلتی-عضلانی، سیستم عصبی مرکزی باید عضلات مختلف را به‌منظور حفظ تعادل سازمان‌دهی کند؛ بر این اساس، برای حل مشکل فراوانی حرکتی به‌تازگی موضوعی در حوزه تغییرپذیری حرکتی مطرح شده است که سیستم عصبی مرکزی با سازمان‌دهی گروهی از عضلات کنترل قامت را حفظ می‌کند (۱۱، ۱۲). در این مدل، سیستم عصبی مرکزی درجات آزادی را با کنترل گروه‌های عضلانی کاهش داده و اجازه فعالیت به‌عنوان یک بخش را می‌دهد و گروه‌های عضلانی را به‌عنوان هم‌کوشی<sup>۱</sup> معرفی می‌کند (۱۲)؛ به عبارت دیگر، یک عضله می‌تواند بخشی از چندین هم‌کوشی‌های عضلانی باشد و یک هم‌کوشی عضلانی می‌تواند هم‌زمان چندین عضله را فعال کند. برنشتاین مفهوم هم‌کوشی‌های عضلانی را به‌عنوان گروهی از عضلات که با هم کار می‌کنند، تعریف می‌کند (۱۳). این تعریف با روش‌های محاسباتی مختلف (به‌طور مثال، روش‌های الگوریتم عامل‌بندی غیرمنفی ماتریس) گسترش یافته است که با انجام عملیات ریاضی بر داده‌های مربوط به فعالیت عضلات، گروهی از عضلات را کشف می‌کند که موازی با هم طی کوشش‌های تکراری فعالیت می‌کنند (۱۴). یکی از روش‌های محاسباتی در این زمینه، روش الگوریتم ماتریس گروه‌های عضلانی<sup>۲</sup> است. از این روش برای استخراج هم‌کوشی‌های عضلانی از فعالیت عضلات استفاده می‌کنند و آن‌ها را به‌عنوان گروه‌های عضلانی که موازی با هم فعالیت می‌کنند، در نظر می‌گیرند (۱۵).

خستگی عضلانی با ایجاد اختلال در اطلاعات رسیده از مغز، کاهش سرعت انتقال پیام‌های آوران و کندی ارسال پیام‌های وایران به سیستم عصبی، بر کنترل قامت اثر منفی می‌گذارد (۱۶). از سوی دیگر مطالعات دیگر نشان داده‌اند، خستگی عضلانی موجب افزایش تغییرپذیری حرکتی (۱۷) و تغییر در هماهنگی حرکتی می‌شود (۱۸) که همین تغییرات موجب تضعیف اثرات مخرب خستگی بر عملکرد حرکتی می‌شود (۱۹)؛ برای مثال، سینقه<sup>۳</sup> و همکاران (۲۰۱۱) اثر خستگی عضلات خم‌کننده مچ پا بر هم‌کوشی‌های عضلانی و مرکز فشار را بررسی کردند. در این مطالعه با توجه به روش تحلیل مؤلفه‌های اصلی، واژه گروه‌های عضلانی به‌عنوان هم‌کوشی‌های عضلانی معرفی شد که توسط سیستم

1. Synergy
2. M-Modes
3. Singh



عصبی مرکزی دست‌کاری می‌شدند. نتایج این مطالعه نشان داد، شرکت‌کنندگان بعد از خستگی عضلانی به‌منظور کاهش اثرات بالقوه مخرب خستگی، با سازمان‌دهی دوباره هماهنگی مفاصل، استفاده از هم‌کوشی‌های عضلات غیرخسته و استراتژی هم‌انقباضی کنترل قامت را به‌خوبی حفظ کردند (۲۱، ۲۰). در مطالعه سینقه و همکاران (۲۰۱۱)، اثر خستگی عضلانی بر هم‌کوشی‌های عضلات و کنترل قامت در حین نوسان جلو-عقب قامت بررسی شد، اما به مشارکت دو جزء خستگی مرکزی و محیطی حاصل از انقباضات (۲۳، ۲۲) در تغییرات هم‌کوشی‌های عضلانی و کنترل قامت توجه نداشتند؛ بنابراین پژوهش درمورد اثر میزان مشارکت خستگی مرکزی و محیطی حاصل از انقباضات عضلانی، مهم به نظر می‌رسد.

توانایی حفظ کنترل قامت به تعامل اطلاعات حاصل از سیستم‌های حسی بینایی، دهلیزی و حس پیکری نیاز دارد و در شرایط مختلف موجب وزن‌دهی دوباره درون‌دادهای حسی یا استراتژی‌های عصبی مختلف می‌شود (۱۰). تمرینات حاصل از انقباضات زیربیشینه می‌تواند یکی از عوامل بالقوه در تغییر استراتژی‌های مختلف از جمله هم‌کوشی‌های عضلانی و به‌دنبال آن مکانیک‌های قامت معرفی شود؛ بنابراین بررسی تفکیک اجزای خستگی مرکزی و محیطی در نتیجه تمرینات حاصل از انقباضات زیربیشینه می‌تواند درک کامل‌تر و عمیق‌تری از کنترل‌نشدن قامت در حین فعالیت‌های ورزشی و فعالیت‌های روزانه ارائه دهد. پژوهش‌های گذشته میزان مشارکت خستگی مرکزی و محیطی حاصل از انقباضات با شدت‌های مختلف را بر حداکثر نیروی بیشینه و کنترل قامت بررسی کرده‌اند (۲۳)؛ با این حال اثر میزان مشارکت خستگی مرکزی و محیطی حاصل از انقباضات زیربیشینه بر هم‌کوشی‌های عضلانی و کنترل قامت به‌طور هم‌زمان، تاکنون بررسی نشده است. استراتژی‌های قامتی غالباً با توجه به عوامل منحصربه‌فرد مختلف (مانند تکلیف تعادلی، اندازه سطح اتکا، ترس از افتادن) استفاده می‌شوند (۱۰). اهمیت عضلات مچ پا در افراد جوان در کنترل قامت حین ایستادن روی یک پا و دو پا (۲۴، ۱۶) و نقش عضلات پلانتر مچ پا در اصلاح کنترل قامت، به‌ویژه در جهت جلو-عقب مسلم دانسته شده است (۲۵)؛ از این‌رو هدف مطالعه حاضر، بررسی اثر میزان مشارکت خستگی مرکزی و محیطی حاصل از انقباضات زیربیشینه عضلات پلانتر مچ پا بر کنترل قامت و هم‌کوشی‌های عضلات حین نوسان ارادی جلو-عقب بود. فرضیه مطالعه حاضر این است که میزان اثر مشارکت خستگی مرکزی حاصل از انقباضات عضلانی زیربیشینه بر تغییرات سینرژی عضلانی و کنترل قامت بیشتر از مشارکت خستگی محیطی است.



## روش پژوهش

طرح پژوهش به صورت نیمه تجربی و با استفاده از روش آماری اندازه‌گیری مکرر در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون تحلیل شد. با توجه به تخمین اندازه تعداد شرکت‌کننده‌ها طبق نرم‌افزار جی‌پاور (نسخه ۳.۱.۹.۲ با اندازه اثر ۰/۸، توان آماری ۰/۹ و معناداری ۰/۰۵)، ۱۲ شرکت‌کننده بزرگسال جوان (هشت مرد و چهار زن، ۱۸-۳۰ سال با وزن  $۶۶ \pm ۸/۹$  کیلوگرم، قد  $۱۶۸ \pm ۷/۹$  متر) از دانشگاه کارل فرانزنس گراتس با سابقه نداشتن هیچ‌گونه بیماری ارتوپدیک، قلبی-عروقی یا عصبی و هیچ‌گونه آسیب در پا در این مطالعه مشارکت کردند. تمامی شرکت‌کننده‌ها رضایت‌نامه تأییدشده توسط کمیته علمی اخلاقی دانشگاه کارل فرانزنس گراتس (کد اخلاقی: GZ. 39/76/63 ex) را امضا کردند. پای برتر همه شرکت‌کننده‌ها راست بود. شرکت‌کننده‌ها طی سه هفته سه جلسه به آزمایشگاه آمدند (جلسه اول آشنایی و دو جلسه اندازه‌گیری اصلی). میزان زمان موردنیاز برای هر جلسه دو ساعت بود. اندازه‌گیری‌های جلسات اصلی شامل گرم‌کردن، تحریک الکتریکی<sup>۱</sup>، حداکثر نیروی بیشینه<sup>۲</sup> ایزومتریک، تکلیف قامتی نوسان ارادی در جهت جلو-عقب و پروتکل خستگی بود. بعد از پروتکل خستگی نیز به ترتیب اندازه‌گیری حداکثر نیروی بیشینه ایزومتریک و تکلیف قامتی نوسان ارادی در جهت جلو-عقب تکرار شد.

جلسه آشنایی یک هفته قبل از اندازه‌گیری اصلی انجام شد. هر شرکت‌کننده با تکلیف نوسان ارادی در جهت جلو-عقب با مترونوم (یک هرتز)، انقباضات زیربیشینه و انقباضات بیشینه روی داینامومتر و همچنین با تحریک الکتریکی عصب بازکننده مچ پا آشنا شد. در جلسه آشنایی نیز مشخصات سن، قد، وزن، جنسیت و پای برتر شرکت‌کننده‌ها مشخص شد.

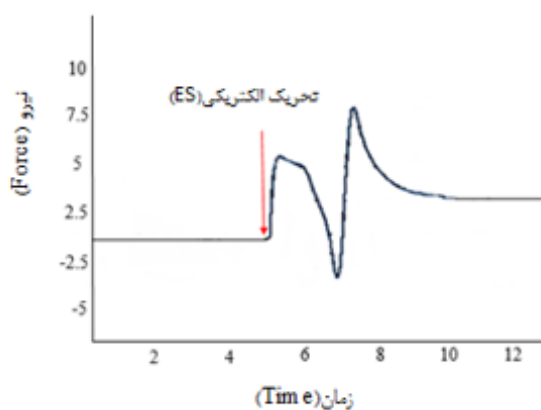
ثبت تحریک الکتریکی: قبل از انجام تکلیف اصلی، شرکت‌کننده‌ها ۱۰ دقیقه (پنج دقیقه با سرعت ترجیحی خود و سه انقباض زیربیشینه پلانتار فلکشن<sup>۳</sup> مچ پا) گرم کردند. بعد از آماده‌سازی پوست (سایش پوست و تمیزکردن با الکل)، شرکت‌کننده‌ها الکتروود را روی شکم عضله دوقلوی میانی قرار دادند. فعالیت الکتریکی عضلانی با روش پیکربندی تک‌قطبی<sup>۴</sup> ثبت شد. برای پیکربندی تک‌قطبی، الکتروود (Blue Sensor N, Ambu A/S, Ballerup, Denmark) فعال سه سانتی‌متر دورتر از وسط شکم عضله دوقلوی میانی و الکتروود مرجع روی تاندون آشیل نزدیک به پاشنه قرار گرفت. برای

1. Electrical Estimation
2. Maximal voluntary Contraction (MVC)
3. Plantar Flexion
4. Mono-Polar Configuration





مشخص کردن اندازه‌ی موج M<sup>۱</sup> (حداکثر پتانسیل عمل عضلانی تولیدشده)، تحریک الکتریکی به عصب درشت‌نئی اعمال شد. شرکت‌کننده‌ها روی تخت به صورت دمر دراز کشیدند و عصب درشت‌نئی آن‌ها با جریان مداوم به واسطه تحریک‌کننده الکتریکی (Biopac System Inc, STMISOL, Gotelta, California) تحریک شد تا حداکثر پتانسیل عمل عضلانی<sup>۲</sup> به دست آمد. تحریک الکتریکی به صورت مستطیلی تک<sup>۳</sup> (با مدت‌زمان یک میلی‌ثانیه) به طور دستی انجام شد. الکتروود کاتد (Blue Sensor 5x9cm, STIMEX adhesive) و آند (N, Ambu A/S, Ballerup, Denmark) روی حفره پوپلیتئال<sup>۴</sup> و آند (gel electrode) روی تاندون پاتلا<sup>۵</sup> چسبانده شد. میزان دامنه موج روی صفحه کامپیوتر مشاهده شد (شکل شماره یک) و شدت جریان تحریک به طور فزاینده (۲۰ ولت-۲۰ ولت) افزایش داده شد تا زمانی که حداکثر آستانه موج M به دست آمد. درنهایت، شدت تحریک ۲۰ درصد افزایش داده شد تا از تحریک فوق حداکثری (۱۲۰ ولت) اطمینان حاصل شود. سپس از این سطح از تحریک برای ادامه آزمایش استفاده شد.

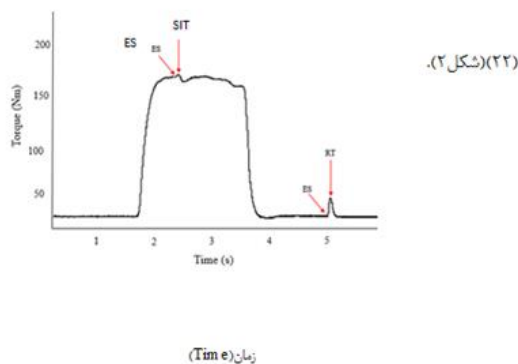


شکل ۱- موج M بعد از خستگی حاصل از انقباضات زیربیشینه در یک شرکت‌کننده  
**Figure 1- M-Wave of one subject after submaximal fatiguing contraction**

1. M-Wave
2. Mmax
3. Single Rectangle
4. Popliteal
5. Patela



تعیین حداکثر نیروی بیشینه ایزومتریک: انقباضات پلانتار فلکشن مچ پای برتر روی دینامومتر (CON-TREX MJ, CMV AG, Duebendorf, Switzerland) انجام شد. پس از کالیبره کردن دستگاه دینامومتر و مشخص کردن حداکثر فلکشن و اکستنشن مچ پا در هر یک از شرکت‌کننده‌ها، شرکت‌کننده روی صندلی تنظیم‌شده در وضعیت تکیه داده‌شده با زوایای ۷۵ و صفر درجه به ترتیب در ران و زانو (صفر درجه مطابق با وضعیت خنثی) و مفصل مچ پا در وضعیت زاویه ۱۰ درجه دورسی فلکشن قرار گرفت. مچ پا با نوار غیرارتجاعی مطابق با دستورالعمل ساخت دینامومتر روی پدال دینامومتر قرار داده شد. هنگام اندازه‌گیری، شرکت‌کننده‌ها دست‌هایشان را روی سینه قرار دادند و به آن‌ها آموزش داده شد که تکلیف را بدون بازکردن مفصل ران انجام دهند. تحریک‌های الکتریکی طی سه کوشش حداکثر نیروی بیشینه عضلات بازکننده مچ پا (با استراحت دو دقیقه بین کوشش‌ها) اعمال شد. آن‌ها به‌طور مداوم طی سه کوشش تشویق شدند تا از سطح گشتاور بیشینه قبلی بالاتر روند. هرگونه افزایش گشتاور با تحریک الکتریکی طی حداکثر نیروی بیشینه، به‌عنوان گشتاور تکانه اعمال‌شده حداکثر (SIT)<sup>۱</sup> و هرگونه تغییر گشتاور در اثر تحریک الکتریکی اعمال‌شده دو ثانیه بعد از حداکثر نیروی بیشینه، به‌عنوان گشتاور تکانه اعمال‌شده استراحت (RT)<sup>۲</sup> در نظر گرفته شد (۲۲) (شکل شماره دو).



شکل ۲- ES (تحریک الکتریکی عضلانی)، SIT (تکانه اعمال‌شده حداکثر)، RT (تکانه اعمال‌شده استراحت) در یک شرکت‌کننده بعد از خستگی عضلانی حاصل از انقباضات زیربیشینه

**Figure 1- ES (electrical stimulation), SIT (superimposed twitch), RT (rest-imposed twitch) of one subject after submaximal fatiguing contraction**

1. Super Imposed Twitch
2. Rest Twitch



تکلیف تعادلی نوسان ارادی در جهت جلو-عقب: تمرینات خستگی نزدیک صفحه نیرو<sup>۱</sup> (Kistler, CH-8408, Winterthur, Switzerland) انجام شد تا تأخیر بسیار کوتاهی (کمتر از ۱۵ ثانیه) بین تمرینات خستگی و اندازه‌گیری نوسان ایجاد شود. سپس شرکت‌کننده‌ها به مدت ۳۰ ثانیه با مترونوم (یک هرتز) نوسان جلو-عقب داشتند. ابتدا به آن‌ها آموزش داده شد که با پاهاى به اندازه عرض شانه روی صفحه نیرو بایستند. در این وضعیت، پاها روی صفحه نیرو نشانه‌گذاری شدند تا در هر کوشش تکرار شود. از آن‌ها خواسته شد تا در زمان نوسان دست‌های خود را روی سینه به صورت ضرب‌دری قرار دهند و به طور کامل روبه‌جلو و عقب با مچ پا بدون بلندکردن پاشنه از زمین، نوسان ارادی انجام دهند (۲۶). بازخورد مرکز فشار در دو سطح جلو-عقب<sup>۲</sup> و میانی-خارجی<sup>۳</sup> روی مانیتوری ارائه شد که چهار متر از شرکت‌کننده فاصله داشت. قبل از کوشش اصلی از شرکت‌کننده خواسته شد تا جایی که می‌تواند روبه‌جلو و روبه‌عقب بدون اینکه تعادل خود را از دست دهد، با هر ضرب مترونوم نوسان کند. سپس دو نشانگر دیداری روی مانیتور مطابق با مکان‌های مرکز فشار حداکثری در جهت جلو و عقب قرار داده شد. دستورالعمل این‌گونه بود که شرکت‌کننده به‌طور مداوم در جهت جلو-عقب نوسان کند؛ درحالی‌که طی نوسان تمام کف پاها در تماس کامل با صفحه نیرو بود و می‌بایست انحرافات مرکز فشار مرکزی-میانی را تا حد امکان به صفر می‌رساند (۲۷). محقق شرکت‌کننده را مشاهده می‌کرد و اگر هرگونه درگیری اضافی در مفصل ران یا جابه‌جایی در پاشنه مشاهده می‌کرد، کوشش را متوقف می‌کرد و دوباره تکرار می‌شد. فعالیت الکتریکی ده عضله (درشت‌نئی، دوقلوی میانی، دوقلوی خارجی، نعلی، نیمه‌غشایی، دوسر رانی، راست رانی، مورب رانی، راست شکمی، راست‌کننده کمری) نیز بعد از آماده‌سازی سطح پوست عضلات، با قراردادن الکتروود فعال (Blue Sensor N, Ambu A/S, Ballerup, Denmark) بر شکم عضله و الکتروود مرجع با فاصله چهار سانتی‌متر از آن طی تکلیف نوسان جلو-عقب، به‌منظور استخراج هم‌کوشی‌های عضلانی ثبت شد.

پروتکل خستگی عضلانی حاصل از انقباضات زیربیشینه: برای ایجاد خستگی حاصل از انقباضات زیربیشینه گروه عضلانی خم‌کننده پلانتر مچ پا، شرکت‌کننده‌ها انقباضات زیربیشینه مداوم با ۴۰ درصد حداکثر نیروی بیشینه را انجام دادند. از شرکت‌کننده‌ها خواسته شد تا زمانی که می‌توانند روی گشتاور تعیین‌شده نگه دارند. طی انقباض، شرکت‌کننده به‌طور مداوم تشویق می‌شد تا روی گشتاور تعیین‌شده نگه دارد. انقباض خستگی زمانی که شرکت‌کننده توانایی نگهداری روی گشتاور تعیین‌شده

1. Force Plate
2. COPAP
3. COPML



را نداشت، ۱۰ درصد زیر گشتاور تعیین شده سه بار متوالی (۳۶ درصد حداکثر نیروی بیشینه) پایان می‌یافت.

تحلیل داده‌ها: سیگنال الکترومایوگرافی عضلانی (EMG)، داینامومتر و محرک الکتریکی در نرم‌افزار تحلیل داده‌ها: سیگنال الکترومایوگرافی عضلانی (DEWESoft™ 7.0 DEWETRON GmbH, Austria) با نرخ نمونه‌گیری ۱۰۰۰ میلی‌ثانیه هماهنگ‌سازی و ذخیره شدند. سپس با نرم‌افزار متلب (8.10 software) تحلیل شدند. سیگنال گشتاور دینامومتر با ۳۰ هرتز پایین‌گذر، مرتبه اول، باتروورث صفر و داده‌های مربوط به مرکز فشار با ۲۰ هرتز پایین‌گذر، مرتبه اول، باتروورث صفر فیلتر شدند. سیگنال فعالیت عضلات مربوط به الکترومایوگرافی عضلانی نیز با ۵۰ هرتز پایین‌گذر، مرتبه چهار و باتروورث صفر فیلتر شد و به حداکثر نیروی بیشینه هر عضله نرمالایز شد.

هماهنگی‌های مرکز فشار در جهت جلو-عقب و میانی-خارجی، طبق مطالعه وینتر و همکاران (۱۹۹۶) با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد:

$$COP_{AP} = M_y + (F_x \cdot d_z) / F_z \quad (1)$$

$$COP_{ML} = M_x + (F_y \cdot d_z) / F_z \quad (2)$$

$d_z$  فاصله مرکز فورس پلیت تا سطح فورس پلیت است و در این مطالعه ۰/۰۲۲ متر است. برای جلوگیری از اثرات لبه، داده‌های مربوط به ۳۰ ثانیه فعالیت عضلانی از ۳ تا ۲۸ ثانیه تحلیل شد. هر نفر در این مدت زمان ۱۰ سیکل نوسان کامل انجام داد. میزان ناحیه نوسان نیز با محاسبه حداکثر انحراف در جهت جلو-عقب و راست-چپ به‌واسطه فرمول (حداکثر جابه‌جایی در جهت افقی-حداقل جابه‌جایی در جهت افقی) × (حداکثر جابه‌جایی در جهت عمودی-حداقل جابه‌جایی در جهت عمودی) محاسبه شد (۲۸).

مشخص کردن هم‌کوشی‌های عضلانی: هدف این مرحله این بود که هم‌کوشی‌های عضلانی‌ای استخراج شوند که میزان فعالیت مشترکی طی تکلیف نوسان دارند. از روش مشابهی با مطالعات گذشته (۲۰) استفاده شد. برای هر شرکت‌کننده، داده‌های فعالیت عضلانی استاندارد شده (IEMG<sub>norm</sub>) و یک ماتریس ده‌ستونی تشکیل داده شد که نشان‌دهنده ۱۰ عضله و تعداد ردیفی مطابق با یک درصد زمان سیکل‌های تحلیل شده بود. ماتریس همبستگی فعالیت عضلانی نرمالایز شده با استفاده از تحلیل عاملی مؤلفه اصلی<sup>۱</sup> بررسی شد. در این روش چهار بردار ویژه به‌منظور کاهش ۱۰ بعد فضای عضلانی استفاده شد تا به چهار بعد تغییر یابد. انتخاب چهار مؤلفه اصلی (PCs) براساس معیار کایزر بود (۲۹). همچنین ماتریس وزن عضلات با ضرب کردن ماتریسی که شامل بردارهای ویژه در ستون‌هایشان بود، در ماتریس

## 1. Principal Component



موربی که ریشه دوم مجذور مقادیر ویژه بر قطرهایشان داشت، محاسبه شد (۳۰). هم‌کوشی‌های عضلانی نیز با ضرب کردن ماتریس فعالیت عضلانی نرمالایز شده در مؤلفه‌های اصلی بعد از چرخش واریماکس ماتریس به دست آمدند (۲۹).

گشتاور تکانه اعمال شده استراحت برای اندازه‌گیری میزان خستگی محیطی و فعال‌سازی ارادی برای اندازه‌گیری خستگی مرکزی نیز با استفاده از تکنیک انقباض درون‌یابی شده از طریق فرمول زیر محاسبه شد (۲):

$$\text{فعال‌سازی ارادی} = [\text{گشتاور تکانه اعمال شده حداکثر/گشتاور تکانه اعمال شده استراحت}] - 1 \times 100 \quad (3)$$

نرمال‌بودن داده‌ها با آزمون شاپیرو-ویلک بررسی شد. تحلیل آماری تی وابسته برای مقایسه میانگین نمرات دو مرحله اندازه‌گیری (قبل و بعد از خستگی عضلانی) اندازه‌گیری درون شرکت‌کننده انجام شد. برای بررسی اثر معنادار تعداد هم‌انقباضی‌های عضلانی از روش آماری زد فیشر استفاده شد. سطح معناداری در نرم‌افزار اسپ‌اس‌اس<sup>۱</sup> نسخه ۱۶ کمتر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

## نتایج

همان‌طور که در قسمت تحلیل داده‌ها اشاره شد، برای هر یک از فعالیت عضلات، ۱۰۰۰ داده (۱۰) سیکل نوسان ضرب در یک درصد زمان سیکل‌های تحلیل شده) داریم؛ از این رو میانگین و واریانس ۱۰۰۰ داده هر یک از ستون‌های ماتریس را که به فعالیت هر یک از ده عضله و هر یک از چهار هم‌کوشی عضلانی متعلق است، در هر ۱۲ نفر تک‌تک محاسبه شد. سپس از میانگین و واریانس داده‌های ۱۲ نفر برای تحلیل‌های بعدی آماری استفاده شد.

اثر خستگی عضلانی بر میزان فعالیت عضلات: روند نزولی در شاخص میانگین فعالیت عضلات پستی (دوقلوی میانی، دوقلوی خارجی، نعلی، نیمه‌غشایی، دوسر رانی، راست کمری) و عضلات شکمی (درشت‌نئی راست رانی، مورب رانی، راست شکمی) بعد از خستگی وجود داشت؛ برای مثال، میانگین فعالیت استاندارد شده عضله دوقلو ۸۰/۹۵ درصد یا عضله راست رانی ۶۱/۵۳ درصد کاهش یافت. این روند نزولی میانگین عضلات، طبق روش آماری تی وابسته، بعد از خستگی همگی معنادار بودند (جدول شماره یک). مطابق با روش آماری تی وابسته، میانگین فعالیت عضلات استاندارد شده قبل و بعد از خستگی اثر معنادار خستگی را بر هر دو گروه عضلات پستی ( $t=8.20, P=0.001$ ) و عضلات شکمی ( $t=9.7, P=0.001$ ) نشان داد.

### 1. SPSS



جدول شماره دو، واریانس تک تک عضلات را قبل و بعد از خستگی حاصل از انقباضات زیربیشینه نشان می‌دهد. از آنجاکه واریانس، تغییرپذیری فعالیت عضلات را نیز نشان می‌دهد، تغییرات آن را بررسی کردیم. کاهش درخور توجهی در واریانس فعالیت استاندارد شده بعد از خستگی در دو گروه عضلات پشتی و شکمی مشاهده شد. میزان واریانس عضلات شکمی ۸۳/۳۳ درصد و عضلات پشتی ۹۸ درصد در مقایسه با قبل از خستگی کاهش یافت. براساس روش آماری تی وابسته، واریانس فعالیت عضلات استاندارد شده قبل و بعد از خستگی اثر معنادار خستگی را بر هر دو گروه عضلات پشتی ( $t=10.73, P=0.001$ ) و عضلات شکمی ( $t=6.74, P=0.01$ ) نشان داد. همچنین خستگی به‌عنوان عامل مداخله‌گر موجب کاهش معنادار واریانس تک تک عضلات (درشت نئی، دوقلوی میانی، دوقلوی خارجی، نعلی، نیمه‌غشایی، دوسر رانی، راست رانی، مورب رانی، راست شکمی، راست کننده کمری) شد ( $P<0.05$ ).

جدول ۱- میانگین فعالیت عضلات

Table 1- Mean of muscles activation

عضلات (Muscles)	درشت‌نئی (TA)	دوقلو داخلی (MG)	دوقلو خارجی (LG)	نعلی (SOL)	دوسر رانی (BF)	نیم‌غشایی (ST)	راست رانی (RF)	مورب رانی (VL)	راست شکمی (RA)	
قبل از خستگی (Before fatigue)	0.19	0.217	0.234	0.234	0.174	0.163	0.130	0.129	0.073	0.09
بعد از خستگی (After fatigue)	0.076	0.045	0.038	0.041	0.025	0.036	0.054	0.071	0.016	0.025

TA (Tibialis anterior), MG (Medial Gastrocnemius), LG (Lateral Gastrocnemius), SOL (soleus), BF (Biceps femoris), ST (Semitendonis), RF (Rectus femoris), VL (Vastus lateralis), RA (Rectus abdominal), ES (Erector lumbar).



## جدول ۲- واریانس فعالیت عضلات

Table 2- Variance of muscle activation

عضلات (Muscles)	درشت‌تنی (TA)	دوقلو داخلی (MG)	دوقلو خارجی (LG)	نعلی (SOL)	دوسر رانی (BF)	نیم غشایی (ST)	راست رانی (RF)	مورب رانی (VL)	راست شکمی (RA)	راست کمری (ES)
قبل از خستگی (Before fatigue)	0.107	0.033	0.026	0.054	0.055	0.083	0.083	0.116	0.123	0.079
بعد از خستگی (After fatigue)	0.001	0.0001	0.001	0.015	0.005	0.001	0.002	0.002	0.002	0.013

اثر خستگی بر هم‌کوشی‌های عضلانی: فعالیت عضلات با استفاده از روش تحلیل مؤلفه اصلی استخراج شد تا مؤلفه‌های اصلی و سپس هم‌کوشی عضلانی تعیین شود. فضای فعالیت ۱۲ بعدی عضلات را به چهار بعد مؤلفه اصلی کاهش دادیم. میزان واریانس چهار مؤلفه اصلی بعد از خستگی ۷۴/۲۱ درصد کاهش یافت ( از  $0.287 \pm 0.02$  به  $0.213 \pm 0.04$ ) که این میزان از لحاظ آماری معنادار بود ( $P=0.001$ ).

جدول شماره سه، وزن عضلات (مقادیر ویژه) در مؤلفه‌های اصلی را قبل و بعد از خستگی به‌عنوان نمونه در یک شرکت‌کننده نشان می‌دهد. وزن‌های معنادار (بیشتر از ۰/۵) با رنگ قرمز نشان داده شده‌اند. همچنین برای بررسی ترکیب مؤلفه‌های اصلی، تعداد الگوهای هم‌انقباضی‌هایی مفصل میچ، زانو، ران، کمر (برای مثال، فعال‌سازی هم‌زمان عضله دوقلو و درشت‌تنی به‌عنوان هم‌انقباضی میچ یا در نظر گرفته شد) را که به مقادیر ویژه در هر یک از مؤلفه‌های اصلی در ۱۲ شرکت‌کننده قبل و بعد از خستگی مربوط بود، به‌صورت فراوانی شمردیم. چهار هم‌انقباضی قبل از خستگی و ۱۸ هم‌انقباضی بعد از خستگی وجود داشت. آزمون علامت فیشر اثر معناداری را در افزایش هم‌انقباضی نشان داد ( $z=2.056$ ).

با توجه به جدول شماره چهار، میزان میانگین هم‌کوشی عضلانی یک از  $0.42 \pm 0.48$  به  $0.53 \pm 0.102$  کاهش یافت که از نظر آماری معنادار بود ( $t=3.09$ ,  $P=0.01$ )، اما میزان کاهش میانگین سه هم‌کوشی عضلانی دیگر از نظر آماری معنادار نبود.

با توجه به جدول شماره پنج، واریانس هم‌کوشی‌های عضلانی بعد از خستگی کاهش یافت. روش آماری تی وابسته اثر معنادار خستگی بر هم‌کوشی عضلانی یک ( $t=7.11$ ,  $P=0.005$ )، هم‌کوشی عضلانی دو ( $t=3.89$ ,  $P=0.01$ )، هم‌کوشی عضلانی سه ( $t=4.22$ ,  $P=0.001$ ) و هم‌کوشی عضلانی چهار ( $t=6.11$ ,  $P=0.01$ ) را نشان داد.



جدول ۳- وزن عضلات در هریک از مؤلفه‌های اصلی یک شرکت‌کننده بعد از خستگی عضلانی

**Table 3- Eigen value in each principal component one subject after muscle fatigue**

عضلات (Muscles)	مؤلفه اصلی ۱ (PC1)	مؤلفه اصلی ۲ (PC2)	مؤلفه اصلی ۳ (PC3)	مؤلفه اصلی ۴ (PC4)
درشت‌نئی (TA)	0.00	0.51	0.06	1.00
دوقلوی داخلی (MG)	-0.62	0.13	0.43	0.03
دوقلوی خارجی (LG)	0.68	0.43	0.23	0.01
نعلی (SOL)	1.00	0.01	0.02	0.07
دوسر رانی (BF)	0.65	0.09	0.11	0.13
نیم‌غشایی (ST)	0.79	0.13	0.13	0.14
راست رانی (RF)	0.23	0.66	0.47	0.54
مورب رانی (VL)	0.07	0.64	0.59	0.49
راست شکمی (RA)	-0.66	0.58	0.27	0.26
راست کمری (ES)	0.93	0.35	0.14	0.09

جدول ۴- میانگین هم‌کوشی‌های عضلانی

**Table 4- Mean of muscle synergy**

هم‌کوشی ۱ (M-) (mode)	هم‌کوشی ۲ (M-mode)	هم‌کوشی ۳ (M-mode)	هم‌کوشی ۴ (M-) (mode)	هم‌کوشی (Synergy)
0.43	0.179	0.103	0.12	قبل از خستگی (Before fatigue)
0.01	0.02	0.009	0.006	بعد از خستگی (After fatigue)





جدول ۵- واریانس گروه‌های عضلانی

Table 5-Variance of muscle synergy

هم کوشی ۴ (M-) (mode)	هم کوشی ۳ (M-) (mode)	هم کوشی ۲ (M-) (mode)	هم کوشی ۱ (M-) (mode)	هم کوشی (Synergy)
0.188	0.156	0.204	0.58	قبل از خستگی (Before ) (fatigue)
0.070	0.083	0.116	0.104	بعد از خستگی (After ) (fatigue)

ناحیه نوسان مرکز فشار: ناحیه نوسان مرکز فشار بعد از خستگی اثر معناداری را نشان داد ( $P=0.001$ ،  $t=3.09$ ) و  $38/83$  درصد بعد از خستگی افزایش پیدا کرد.

حداکثر نیروی بیشینه: حداکثر نیروی بیشینه بعد از خستگی اثر معناداری را نشان داد ( $P=0.001$ ،  $t=8.59$ ) و  $34/14$  درصد بعد از خستگی کاهش یافت.

فعال‌سازی ارادی (خستگی مرکزی): فعالیت اردی بعد از خستگی اثر معناداری را نشان داد ( $P=0.001$ ،  $t=4.49$ ) و  $16/64$  درصد بعد از خستگی کاهش یافت.

گشتاور تکانه اعمال‌شده استراحت (خستگی محیطی): گشتاور تکانه اعمال‌شده استراحت بعد از خستگی اثر معناداری را نشان داد ( $P=0.005$ ،  $t=4.71$ ) و  $2/32$  درصد بعد از خستگی کاهش یافت.

حداکثر پتانسیل عمل عضلانی تولید شده (موج M): حداکثر پتانسیل عمل بعد از خستگی اثر معناداری را نشان نداد ( $P=0.8$ ،  $t=-0.20$ ).

### بحث و نتیجه‌گیری

هدف مطالعه حاضر، بررسی اثر خستگی عضلانی حاصل از انقباضات زیربیشینه بر موج M، فعال‌سازی ارادی (خستگی مرکزی)، گشتاور تکانه اعمال‌شده استراحت (خستگی محیطی) و حداکثر نیروی بیشینه، ناحیه نوسان مرکز فشار، فعالیت ده عضله و هم‌کوشی‌های عضلانی در حین نوسان ارادی در جهت جلو-عقب بود. بعد از خستگی میزان حداکثر نیروی بیشینه کاهش یافت و میزان خستگی مرکزی حاصل از انقباضات زیربیشینه (تقریباً ۱۷ درصد) افزایش چشمگیری در مقایسه با خستگی محیطی (۳ درصد) داشت، اما میزان موج M تغییری نداشت. یافته جدید مطالعه حاضر این بود که



میزان ناحیه نوسان مرکز فشار تغییر یافت، میزان واریانس هم‌کوشی‌های عضلانی کاهش یافت و همچنین میزان هم‌انقباضی عضلات بعد از خستگی حاصل از انقباضات زیربیشینه افزایش پیدا کرد. نتایج حاصل از تکنیک انقباض درون‌یابی شده در این مطالعه نشان داد، انقباضات عضلات خم‌کننده مچ پا در اثر خستگی عضلانی حاصل از انقباضات زیربیشینه (۴۰ درصد حداکثر نیروی بیشینه) موجب افزایش خستگی مرکزی بیشتری در مقایسه با خستگی محیطی شد. یافته‌های این مطالعه با نتایج مطالعات قبلی همسوست که نشان دادند خستگی مرکزی و محیطی به شدت انقباض بستگی دارد (۵) و میزان خستگی مرکزی به‌طور درخور توجهی بعد از فعالیت‌های زیربیشینه و با مدت‌زمان طولانی و خستگی محیطی بعد از فعالیت‌های بیشینه و کوتاه‌مدت افزایش می‌یابد (۱). همچنین تغییر نکردن حداکثر پتانسیل عمل (موج M) بعد از انقباضات خسته‌کننده نیز درگیر نشدن پیوندگاه عصبی-عضلانی در خستگی محیطی را نشان می‌دهد (۳۱) و از فرضیه دیگر مطالعات حمایت می‌کند که تخریب مکانیسم‌های محیطی دیگر (کاهش حساسیت آزادسازی یون کلسیم، تجمع متابولیت‌ها) ممکن است در خستگی محیطی نقش بسزایی داشته باشند (۳۲).

یکی از عوامل بالقوه که می‌تواند در خستگی مرکزی و تنظیمات کنترل قامت در اثر انقباضات خسته‌کننده عضلانی مؤثر باشد، زمان فعالیت است. زمان انقباضات عضلانی زیربیشینه در این مطالعه حدود ۱۵ دقیقه بود که به تغییرات کنترل تعادل منجر شد. زمان طولانی فعالیت‌های زیربیشینه را می‌توان به میزان خستگی مرکزی براساس تفاوت‌ها در آستانه تولید نیرو نسبت داد (۳۳). این نتایج با مطالعه پیلارد و همکاران هم‌راستا است که نشان داد، فعالیت زیربیشینه عضلات مربوط به کنترل قامت به‌مدت سی دقیقه موجب تخریب کنترل تعادل شد (۳۴)؛ بنابراین با توجه با نتایج مطالعه حاضر، تغییرات مرکز فشار را می‌توان به خستگی مرکزی بیشتر و متعاقب آن به تخریب عملکرد سیناپسی، کاهش عملکرد مسیر نزولی و کاهش فعالیت نورون‌های حرکتی نسبت داد (۳۵). علاوه بر این، تفاوت در فعال‌سازی نوع تارهای عضلانی در طی انقباضات مختلف می‌تواند اثر متفاوت بر کنترل قامت داشته باشد. طی انقباضات زیربیشینه، واحدهای حرکتی براساس اصل اندازه به‌طور ترتیبی ابتدا از واحدهای حرکتی کوچک و کندانقباض فعال می‌شوند و به سمت واحدهای حرکتی بزرگ و تند انقباض می‌روند (۳۶). از آنجاکه کنترل قامت عمدتاً توسط تارهای عضلانی تونیک یا کندانقباض کنترل می‌شود (۳۷)، انتظار می‌رود بعد از خستگی عضلانی زیربیشینه کنترل قامت بیشتر تخریب شود؛ زیرا واحدهای حرکتی تونیک ابتدا فعال می‌شوند.

مطابق با دیدگاه سیستم‌های پویا، از تعامل سه عامل محیط، فرد و تکلیف، سیستم به‌طور خودکار خودسازمان‌دهی می‌کند تا به شکل کارآمدی تکلیف مدنظر را انجام دهد. سیستم عصبی مرکزی



اساساً تعدادی از درجات آزادی در دسترس را مطابق با شرایط خاص و تعاملی که با محیط دارد انتخاب می‌کند تا بهترین عملکرد را داشته باشد (۳۸). در حقیقت، طی انقباضات خسته‌کننده تکراری، افراد با دوباره سازمان‌دهی درجات آزادی در سیستم افزونه خستگی عضلانی را جبران می‌کنند (۳۹) که این سازمان‌دهی درجات آزادی توزیع دوباره میزان هماهنگی بین مفصلی (۱۸) و بین عضلانی (۴۰) را بعد از خستگی تغییر می‌دهد تا هدف (مانند حفظ تعادل) مدنظر را حفظ کند. نتایج مطالعه سینقه و همکاران بر این تأکید داشت که افزایش واریانس عضلات غیرخسته یک مکانیسم سازگارکننده و جبرانی در مقابل خستگی است که اجازه می‌دهد در ترکیب با هم‌انقباضی عضلانی افراد را در برابر اثرات مخرب خستگی محافظت کند (۲۰). نتایج مطالعه سینقه و همکاران مطابق با دیدگاه سیستم‌های پویا، خستگی عضلانی را عامل محدودکننده در نظر گرفته و موجب خودسازمان‌دهی هم‌کوشی‌های عضلانی و هم‌انقباضی مناسب عضلات شده است تا فرد بتواند تعادل خود را حفظ کند. مطالعات نشان داده‌اند، بیمارانی که از بیماری‌های عدم تعادل رنج می‌برند و افراد سالم در مواجهه با چالش‌ها (برای مثال، طی ایستادن بر تکیه‌گاهی باریک، ایستادن روی تک‌پا، ایستادن حین تحریک تاندون آشیل) از مکانیسم هم‌انقباضی استفاده می‌کنند. این مطالعات به فرضیه‌های مطرح‌شده در ارتباط با نقش هم‌انقباضی در کنترل حرکتی و قامت (۴۱) و براساس نظریه کنترل هم‌کوشی‌ها و نقطه موازنه اشاره دارند (۴۳، ۴۲). براساس این نظریه‌ها، سیستم عصبی مرکزی دو متغیر هم‌انقباضی و انقباض دوسویه را در سیستم چندعضله‌ای کنترل می‌کند تا پایداری تعادل را حفظ کند (۴۴). در چنین تکالیفی متقاعدکننده است که افراد سطوح هم‌انقباضی عضلانی را در سطح بهینه یا «منطقه ایمن» حفظ کنند. انتظار می‌رود این میزان بهینه از هم‌انقباضی عضلات آگونیسست-آنتاگونیسست نسبت به شرایط سخت و پیش‌بینی‌نشده‌ای دلیلی است که افراد بیمار در شرایط عادی و افراد سالم در شرایط چالشی بیشتر استفاده می‌کنند؛ اما نتایج مطالعه حاضر مخالف با مطالعات گذشته، کاهش واریانس فعالیت عضلات، هم‌کوشی‌های عضلات و افزایش هم‌انقباضی عضلانی را بعد از خستگی عضلانی زیربیشینه نشان داد؛ به طوری که این تغییرات موجب افزایش اثرات مخرب در کنترل قامت شد. با توجه به اینکه الگوهای هم‌انقباضی به فرایندهای فوق‌نخاعی و نخاعی درگیر در کنترل حرکات وابسته هستند (۴۱)، تخریب مسیر نزولی و نوروهای حرکتی در اثر خستگی مرکزی موجب افزایش غیربهینه هم‌انقباضی و حفظ‌نشده قامت شد. از سوی دیگر در مطالعه سینقه و همکاران، نوع خستگی عضلانی شامل انقباضات بیشینه بود و همان‌طور که مطالعات نشان داده‌اند، انقباضات بیشینه کوتاه‌مدت موجب خستگی محیطی بیشتر می‌شود (۷) و احتمالاً این میزان از خستگی محیطی موجب سازمان‌دهی دوباره هم‌کوشی‌های عضلانی و حفظ



تبادل شده است؛ اما نتایج این مطالعه افزایش میزان خستگی مرکزی را پس از انقباضات زیربیشینه نشان داد و از آنجا که تکلیف مطالعه حاضر از نوع تعادلی بود، انتظار می‌رفت که هم‌کوشی‌های عضلانی و کنترل قامت بیشتر دچار تغییرات شود. مطالعات نشان داده‌اند، در تکالیف قامتی، سیستم عصبی مرکزی از مکانیسم‌های بازخوردی، پیش‌خوراندی و استراتژی‌های قامتی به‌منظور حفظ کنترل قامت استفاده می‌کند (۴، ۱۰)؛ به همین دلیل به میزان مناسبی از ظرفیت توجه نیاز دارد (۴۶)؛ بنابراین طبق نظریه انباشتگی ظرفیت مرکزی می‌توان نتیجه گرفت که افزایش تقاضای استفاده از ظرفیت شناختی، رقابتی را بین ظرفیت توجه اشغال‌شده توسط خستگی مرکزی و تکلیف تعادلی نوسان جلو-عقب به وجود آورده و به سازمان‌دهی‌نشدن هم‌کوشی‌های عضلانی و کنترل قامت منجر شده است.

در مطالعات متعدد خستگی عضلات میچ با بررسی شده، اما در مطالعات گذشته به مشارکت هر دو مؤلفه خستگی محیطی و مرکزی در هم‌کوشی‌های عضلانی و کنترل تعادل پرداخته نشده است. نتایج این پژوهش بر مشارکت بیشتر خستگی مرکزی در مقابل خستگی محیطی حاصل از انقباضات زیربیشینه تأکید دارد که موجب کاهش واریانس هم‌کوشی عضلانی، افزایش هم‌انقباضی عضلات و کاهش کنترل قامت در افراد جوان شد. بخش خستگی مرکزی حاصل از فعالیت‌های زیربیشینه موجب افزایش بار شناختی می‌شود؛ بنابراین مریدان باید از تکنیک انقباض درون‌یابی شده برای تشخیص و تفکیک میزان مشارکت خستگی مرکزی و محیطی استفاده کنند که بتوانند به‌واسطه آن به طراحی تمرینات و تکنیک‌هایی بپردازند که احتمالاً موجب کاهش میزان مشارکت خستگی مرکزی شود تا به بهبود هم‌کوشی عضلانی، حفظ کنترل قامت و کاهش آسیب‌های ممکن در افراد سالم در شرایط مختلف کمک کند.

## پیام مقاله

با توجه به اینکه خستگی در فعالیت‌های زیربیشینه روزانه جدایی‌ناپذیر است، باید با جزئیات دقیق‌تری بررسی شود. مطابق با نتایج مطالعه حاضر می‌توان با استفاده از تکنیک انقباض درون‌یابی شده از میزان مشارکت خستگی مرکزی و محیطی حاصل از فعالیت‌های مختلف روزانه اطمینان حاصل کرد. همچنین میزان مشارکت خستگی مرکزی را که در حفظ تعادل و سازمان‌دهی هم‌کوشی عضلانی نقش بسزایی دارد، به‌واسطه طراحی تمرینات توان‌بخشی و ورزشی کاهش داد و از آسیب‌هایی که ممکن است در آینده به وجود آید، جلوگیری کرد.



## منابع

1. Taylor JL, Gandevia SC. A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *Journal of Applied Physiology*. 2008;104(2):542-50.
2. Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*. 2001.
3. Behm D, St-Pierre D, Perez D. Muscle inactivation: assessment of interpolated twitch technique. *Journal of Applied Physiology*. 1996;81(5):2267-73.
4. Eichelberger TD, Bilodeau M. Central fatigue of the first dorsal interosseous muscle during low-force and high-force sustained submaximal contractions. *Clinical Physiology and Functional Imaging*. 2007;27(5):298-304.
5. Carroll TJ, Taylor JL, Gandevia SC. Recovery of central and peripheral neuromuscular fatigue after exercise. *Journal of Applied Physiology*. 2017;122(5):1068-76.
6. Smith JL, Martin PG, Gandevia SC, Taylor JL. Sustained contraction at very low forces produces prominent supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *Journal of Applied Physiology*. 2007;103(2):560-8.
7. Yoon T, Schlinder Delap B, Griffith EE, Hunter SK. Mechanisms of fatigue differ after low-and high-force fatiguing contractions in men and women. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*. 2007;36(4):515-24.
8. Gribble PA, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2004;14(6):641-6.
9. Mirmoezzi M, Sadeghi H, Jafari M, Lotfi L. The Effect of Fatigue on the Static and Dynamic Balance in Karate Kata and Kumite Elite Men. *Journal of Sport Biomechanics*. 2018;4(1):31-42. (In Persian).
10. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control: translating research into clinical practice*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
11. Kuo AD, Zajac FE. Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. In: *Progress in brain research*. Amsterdam: Elsevier; 1993. pp. 349-58.
12. Chvatal SA, Ting LH. Common muscle synergies for balance and walking. *Frontiers in Computational Neuroscience*. 2013;7:48.
13. Bernstein N. *The co-ordination and regulation of movements*. Oxford: PergamonPress Ltd., Headington Hill Hall; 1967.
14. Torres-Oviedo G, Ting LH. Muscle synergies characterizing human postural responses. *Journal of Neurophysiology*. 2007;98(4):2144-56.
15. Krishnamoorthy V, Latash ML, Scholz JP, Zatsiorsky VM. Muscle modes during shifts of the center of pressure by standing persons: effect of instability and additional support. *Experimental Brain Research*. 2004;157(1):18-31.



16. Boyas S, Hajj M, Bilodeau M. Influence of ankle plantarflexor fatigue on postural sway, lower limb articular angles, and postural strategies during unipedal quiet standing. *Gait & Posture*. 2013;37(4):547-51.
17. Enoka RM, Baudry S, Rudroff T, Farina D, Klass M, Duchateau J. Unraveling the neurophysiology of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011;21(2):208-19.
18. Hufnagel A-F, Amarantini D, Forestier N. Effects of distal and proximal arm muscles fatigue on multi-joint movement organization. *Experimental Brain Research*. 2006;170(4):438-47.
19. Cowley JC, Gates DH. Inter-joint coordination changes during and after muscle fatigue. *Human Movement Science*. 2017;56:109-18.
20. Singh T, Latash ML. Effects of muscle fatigue on multi-muscle synergies. *Experimental Brain Research*. 2011;214(3):335-50.
21. Ritzmann R, Freyler K, Werkhausen A, Gollhofer A. Changes in balance strategy and neuromuscular control during a fatiguing balance task—a study in perturbed unilateral stance. *Frontiers in human neuroscience*. 2016;10:289.
22. Hoffman BW, Oya T, Carroll, TJ, Cresswell, AG. Increases in corticospinal responsiveness during a sustained submaximal plantar flexion. *Journal of Applied Psychology*. 2009;107:112-20.
23. Boyas S, Remaud A, Rivers E, Bilodeau M. Fatiguing exercise intensity influences the relationship between parameters reflecting neuromuscular function and postural control variables. *PLoS One*. 2013;8(8):e72482.
24. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2003;84(1):90-5.
25. Schieppati M, Nardone A. Group II spindle afferent fibers in humans: their possible role in the reflex control of stance. *Progress in Brain Research*. 1999;123:461-72.
26. Movement sway: changes in postural sway during voluntary shifts of the center of pressure. *Experimental Brain Research*. 2003;150:314-24.
27. Singh TLM. Effects of muscle fatigue on multi-muscle synergies. 2011;214(3):335-50.
28. Zumbrunn T, MacWilliams BA, Johnson BA. Evaluation of a single leg stance balance test in children. *Gait & Posture*. 2011;34(2):174-7.
29. Kaiser HF. Computer program for varimax rotation in factor analysis. *Educational and Psychological Measurement*. 1959;19(3):413-20.
30. Johnson RA, Wichern DW. *Applied multivariate statistical analysis*. New Jersey: Prentice hall Upper Saddle River; 2002.
31. Nordlund MM, Thorstensson A, Cresswell AG. Central and peripheral contributions to fatigue in relation to level of activation during repeated maximal voluntary isometric plantar flexions. *Journal of Applied Physiology*. 2004;96(1):218-25.
32. Jones D. editor. *Muscle fatigue due to changes beyond the neuromuscular junction*. Ciba Found Symp: Wiley Online Library;1981.



33. Paillard T, Lizin C, Rousseau M, Cebellan M. Time to task failure influences the postural alteration more than the extent of muscles fatigued. *Gait & Posture*. 2014;39(1):540-6.
34. Paillard T, Margnes E, Maitre J, Chaubet V, François Y, Jully J, et al. Electrical stimulation superimposed onto voluntary muscular contraction reduces deterioration of both postural control and quadriceps femoris muscle strength. *Neuroscience*. 2010;165(4):1471-5.
35. Lowrey CR, Nashed JY, Scott SH. Rapid and flexible whole body postural responses are evoked from perturbations to the upper limb during goal-directed reaching. *Journal of Neurophysiology*. 2017;117(3):1070-83.
36. Henneman E, Somjen G, Carpenter DO. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology*. 1965;28(3):560-80.
37. Paillard T. Relationship between muscle function, muscle typology and postural performance according to different postural conditions in young and older adults. *Frontiers in Physiology*. 2017;8:58.
38. Latash ML. *Fundamentals of motor control*. Cambridge, Massachusetts: Academic Press; 2012. p. 37.
39. Calvin T, McDonald AC, Keir PJ. Adaptations to isolated shoulder fatigue during simulated repetitive work. Part I: Fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2016;29:34-41.
40. Côté JN, Feldman AG, Mathieu PA, Levin MF. Effects of fatigue on intermuscular coordination during repetitive hammering. *Motor Control*. 2008;12(2):79-92.
41. Latash ML. Muscle coactivation: definitions, mechanisms, and functions. *Journal of Neurophysiology*. 2018;120(1):88-104.
42. Feldman AG. Referent control of action and perception. *Challenging Conventional Theories in Behavioral Neuroscience*. 2015. <https://doi.org/10.1007/978-1-4939-2736-4>.
43. Latash ML. Motor synergies and the equilibrium-point hypothesis. *Motor Control*. 2010;14(3):294-322.
44. Feldman AG, Ostry DJ, Levin MF, Gribble PL, Mitnitski AB. Recent tests of the equilibrium-point hypothesis ( $\lambda$  model). *Motor Control*. 1998;2(3):189-205.
45. Park S, Horak FB, Kuo AD. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Experimental Brain Research*. 2004;154(4):417-27.



**استناد به مقاله**

حاتمی بهمن بگلو زینب، فارسی علیرضا، حسن لویی حمیدالله، تیلپ مارکوس. اثر مشارکت خستگی عضلانی مرکزی و محیطی ناشی از انقباضات زیربیشینهٔ مچ پا بر هم‌کوشی‌های عضلانی و کنترل قامت. بهار ۱۴۰۲؛ ۱۵(۵۱): ۶۷-۹۰. شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/MBJ.2021.10287.1959

Hatami Bahmanbegloo Z, Farsi A. R, Hassanlouie H, Tilp M. Effect of Central and Peripheral Muscle Fatigue Contribution After Ankle Submaximal Fatiguing Contractions on Muscle Synergies and Postural Control. Motor Behavior. Spring 2023; 15 (51):67-90. (In Persian). Doi: 10.22089/MBJ.2021.10287.1959

