

## تأثیر خستگی بر الگوی فعالیت الکترومایوگرافی و هم انقباضی عضلات اندام تحتانی طی دویدن

\***بهروز حاجیلو:** دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران (\*نویسنده مسئول). behrouz.hajiloo@yahoo.com  
**مهرداد عنبریان:** استاد گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.  
**علی جالوند:** استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، ایران.  
**مهدی میرزاپور:** استادیار، گروه ریاضی، دانشکده علوم پایه، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

تاریخ پذیرش: ۹۶/۱۱/۹

تاریخ دریافت: ۹۶/۸/۲۲

### چکیده

**زمینه و هدف:** خستگی عضلانی می‌تواند الگوی فعالیت عضلات را در طی دویدن تغییر دهد و سبب اختلال در بیومکانیک دویدن شود. هدف از این مطالعه تعیین تأثیر خستگی بر الگوی فعالیت الکترومایوگرافی و هم انقباضی عضلات اندام تحتانی در طی دویدن بود.  
**روش کار:** ۱۴ نفر مرد (سن:  $27.14 \pm 2.76$  سال، جرم:  $78.45 \pm 2.54$  کیلوگرم، قد:  $179.82 \pm 2.32$  سانتی‌متر) در این مطالعه نیمه تجربی شرکت کردند. فعالیت الکترومایوگرافی سطحی عضلات راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، دوسر رانی، نیم وتری، دوقلوی داخلی، نعلی و درشت نشی قدامی قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی بر روی تردمیل ثبت شد. از روش آماری t همبسته برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد.  
**یافته‌ها:** خستگی عضلانی باعث تغییر الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی شد. همچنین میزان هم انقباضی در مرحله‌های مختلف دویدن نیز دچار تغییر شد.  
**نتیجه‌گیری:** تغییر در الگوی فعالیت عضلات و میزان هم انقباضی در طی دویدن می‌تواند باعث عدم کنترل بارهای تماسی مفاصل شده و می‌تواند ریسک آسیب‌های ناشی از پرکاری را افزایش دهد.

**کلیدواژه‌ها:** خستگی عضلانی، الکترومایوگرافی سطحی، هم انقباضی، دویدن

### مقدمه

دویدن (۳، ۴). در این میان عضلات وظیفه توزیع و کنترل این بارهای مکانیکی را در اندام تحتانی بر عهده دارند تا علاوه بر جلوگیری از خستگی، از آسیب‌دیدگی و مشکلات ناشی از پرکاری جلوگیری نمایند. با این حال در زمانی که خستگی عضلانی ایجاد می‌شود اثربخشی مکانیسم‌های حفاظتی عصبی - عضلانی دچار اختلال می‌شود و کارایی حرکت را کاهش می‌دهد (۵).  
 محققان گزارش کرده‌اند که خستگی عضلانی باعث تغییر بیومکانیک در طی دویدن می‌شود و می‌تواند آسیب‌های متعددی در دوندگان را به وجود آورد. گولاچ و همکاران با بررسی دویدن طاقت‌فرسا بر کینماتیک اندام تحتانی گزارش کردند که خستگی باعث کاهش تعداد گام در دقیقه و کاهش طول گام می‌شود (۶). یافته‌های رادزاک و همکاران که اثر خستگی بر تقارن

دویدن یکی از عمومی‌ترین حرکات انسان است و بسیاری از افراد، دویدن را به‌عنوان فعالیت ورزشی خود انتخاب کرده‌اند. با افزایش محبوبیت دویدن، آسیب‌های مزمن ناشی از آن مانند پدیده بیش‌تمرینی، تکنیک تمرینی نامناسب و خستگی عضلانی ناشی از آن، افزایش یافته است (۱، ۲).  
 فعالیت‌های جسمانی که مدت‌زمان زیادی به طول می‌انجامند، موجب به وجود آمدن خستگی عضلانی در معرض سطوح مختلف می‌شود. در طی دویدن، بدن در معرض بارهای مکانیکی بسیاری است که در برخی مواقع فراتر از آستانه تحمل فیزیولوژیک مفاصل بدن است، ادامه فعالیت در شرایط خستگی عضلانی باعث افزایش نیروهای تنش، کرنشی و نیروی برشی در مفاصل اندام تحتانی شده و ریسک آسیب‌دیدگی را افزایش می‌دهد.

نرم‌افزار G\*Power (Franz Faul, G\*Power, University of Kiel, Germany) با اندازه تأثیر ۰/۷ و توان آزمون ۰/۹۵ انتخاب شدند. آزمودنی‌ها سالم و فاقد هرگونه آسیب‌دیدگی و ناهنجاری در اندام تحتانی در ۶ ماه گذشته بودند، بررسی ناهنجاری‌های آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون نیویورک انجام گردید (۱۱) و در صورت هرگونه درد در ناحیه کمری و اندام تحتانی در طی دویدن بر روی تردمیل از مطالعه خارج می‌شدند. از تمامی آزمودنی‌ها رضایت‌نامه کتبی مورد تأیید دانشگاه علوم پزشکی همدان جهت شرکت در مطالعه دریافت شد، طرح این مطالعه با شناسه اختصاصی IR.UMSHA.REC.1396.273 در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی همدان ثبت و تأیید شده است.

پس از ورود شرکت‌کنندگان به آزمایشگاه بیومکانیک اندام تحتانی دانشگاه بوعلی سینا، آزمودنی‌ها از شرایط آزمون و نحوه اجرای تست آگاه شدند. پس از آماده‌سازی پوست محل نصب الکترودهای سطحی ثبت فعالیت الکتریکی عضلات با تراشیدن موهای زائد و تمیز کردن با الکل طبی، الکترودهای سطحی از جنس کلرید نقره - نقره (Ag-AgCl) بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM (Surface electromyography for the Non-invasive assessment of muscle) بر روی عضلات راست رانی (Rectus femoris)، پهن داخلی (Vastus medialis)، پهن خارجی (Vastus lateralis)، نیم و توری (Semitendinosis)، دوسر رانی (Biceps femoris)، دوقلوی داخلی (Gastrocnemius)، نعلی (Soleus) و درشت نئی قدامی (anterior) بافاصله مرکز تا مرکز الکتروده ۲۰ میلی‌متر و الکتروده زمین بر روی استخوان تیبیا نصب شد (۱۳). به‌منظور ثبت یک گام (Stride) موفق (از تماس پاشنه یک پا تا تماس بعدی پاشنه همان پا) در طی دویدن بر روی تردمیل از یک عدد فوت سوئیچ (Footswitch) در انتهای‌ترین بخش خارجی پاشنه استفاده شد. برای ثبت هم‌زمان فعالیت عضلات با اطلاعات فوت سوئیچ، از دستگاه بیومانی‌تور (ME-6000-T16 (Biomonitor) ساخت

(Symmetry) دویدن را بررسی کرده بودند، عدم تقارن الگوی کینماتیک مفاصل زانو بعد از خستگی عضلانی را گزارش کردند (۲)، بازتولو و همکاران کاهش دامنه حرکتی مفصل زانو (۵)، کوبلبوئر و همکاران افزایش اورشن پاشنه (۷)، کریستین و همکاران کاهش دورسی فلکشن مچ پا را بعد از خستگی عضلانی در طی دویدن گزارش کردند (۸). اسماعیلی و عنبریان تغییر زمان‌بندی فعالیت عضلات را بعد از خستگی عضلانی در طی مرحله اتکای دویدن گزارش کردند (۹).

مطالعات بسیاری از الکترومایوگرافی به‌عنوان یک تکنیک غیرتهاجمی، سیستم اسکلتی عضلانی را در طی فعالیت‌های مختلف مورد ارزیابی قرار داده‌اند. امروزه از اطلاعات الکترومایوگرافی جهت نمایش رفتار عضلات به‌طور گسترده‌ای استفاده می‌شود و شناخت ما را در ارتباط با چگونگی کنترل دستگاه عصب مرکزی در شرایط مختلف افزایش داده است (۱۰). برای فهم بیومکانیک آسیب‌دیدگی اندام تحتانی در طی دویدن، مطالعه اثر خستگی بر رفتار عضلات می‌تواند در شناخت و آگاهی ما در این زمینه مثمر ثمر بوده و دانش ما را در حوزه پیش‌گیری از آسیب‌دیدگی افزایش دهد. با توجه به نقش مهم عضلات در کنترل حرکت و عدم وجود مطالعات کافی در این زمینه، ضرورت بررسی تأثیر خستگی بر الگوی فعالیت عضلات را در طی دویدن ایجاب می‌نماید؛ بنابراین هدف از مطالعه بررسی تغییرات الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی و هم انقباضی مفاصل زانو و مچ پا بعد از خستگی عضلانی است تا اطلاعات مفیدی درباره شناخت عوامل آسیب‌دیدگی در طی دویدن حین خستگی عضلانی در اختیار قرار دهد.

## روش کار

این مطالعه از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. تعداد ۱۴ نفر آزمودنی مرد (سن: ۲۳/۷۶±۲/۱۴ سال، جرم: ۷۸/۴۵±۲/۵۴ کیلوگرم، قد: ۱۷۹/۸۲±۲/۳۲ سانتی‌متر) از بین دانشجویان دانشگاه بوعلی سینای همدان که آشنا به دویدن بر روی تردمیل بودند به صورت تصادفی و در دسترس انتخاب شدند. تعداد نمونه با استفاده از

شد. گام دویدن به دو مرحله اتکا (۰ تا ۳۵ درصد سیکل) و نوسان (۳۵ تا ۱۰۰ درصد سیکل) تقسیم بندی می‌شود. مرحله اتکاء به دو بخش جذب و تولید تقسیم بندی شد که ۵۰ درصد ابتدایی آن، مرحله جذب (۰ تا ۱۷ درصد سیکل) و ۵۰ درصد دوم (۱۸ تا ۳۵ درصد سیکل) آن به عنوان مرحله تولید در نظر گرفته شد. مرحله نوسان به سه بخش مرحله ابتدایی نوسان (۳۵ تا ۵۰ درصد سیکل)، مرحله میانی نوسان (۵۰ تا ۸۵ درصد سیکل) و مرحله پیش فعال سازی (۸۵ تا ۱۰۰ درصد) تقسیم بندی می‌شود (۱۴). داده‌های الکترومایوگرافی با استفاده از فیلتر میان گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز توسط نرم افزار مگاوین نسخه ۳/۱ فیلتر شدند. سپس داده‌ها برای انجام عملیات پوشش خطی

(Linear envelope)، تمام یکسویه شده (Full rectify) و برای هموار سازی (Smoothing) با فیلتر باتروورث ۶ هرتز مرتبه ۴ پالایش شدند. برای نرمال سازی داده‌ها از روش زیر بیشینه (Submaximal) استفاده شد (۱۵). به این صورت که ابتدا حداکثر مقدار فعالیت عضلات در هر سیکل محاسبه شده و سپس هر نقطه - داده به حداکثر مقدار هر سیکل تقسیم شد تا فعالیت عضلات بر اساس درصدی از حداکثر فعالیت عضله در هر سیکل به دست آید؛ و در انتها، هر گام با استفاده از روش اینترپولیت کیوبیک (Cubic interpolation) در واحد زمان، نرمال سازی شده (Time normalization) و به ۱۰۰ نقطه تقسیم بندی شد (۱۶). میزان هم انقباضی برای هر نقطه داده از فرمول شماره ۱ و ۲ محاسبه شد (۱۷). تمامی تحلیل‌ها با استفاده از نرم افزار متلب R2017a نسخه 9.2 انجام شد.

برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها، از آزمون شاپیرو - ویلک (Shapiro-Wilk) استفاده شد. برای مقایسه مقادیر متغیرهای مورد مطالعه پیش و پس آزمون از آزمون تی وابسته با نرم افزار SPSS نسخه ۲۴ استفاده و سطح معنی‌داری  $p < 0.05$  در نظر گرفته شد.

فرمول ۱:

CI= Mean Activity of Hamstring/ Mean

کشور فنلاند با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز و پهنای باند 10-500Hz/3dB و نسبت رد به سیگنال مشترک (rejection Common mode ratio) ۱۱۰ دسی بل در تقویت کننده تفاضلی استفاده شد.

از پروتکل خستگی ارائه شده توسط کویل بائور و همکاران برای ایجاد خستگی استفاده شد. این پروتکل با راه رفتن روی تردمیل Horizon Fitness مدل Omega GT ساخت کشور آمریکا با سرعت ۶ کیلومتر بر ساعت آغاز شد. هر دو دقیقه یکبار به سرعت نوارگردان یک کیلومتر بر ساعت افزوده می‌شد. حین اجرای پروتکل خستگی از آزمودنی‌ها نمره مقیاس ۱۵ نمره ای بورگ (از ۶ تا ۲۰) پرسیده می‌شد. همچنین به صورت هم زمان با استفاده از ضربان سنج تله متری پولار مدل RS۱۰۰ ساخت کشور فنلاند ضربان قلب افراد مشاهده و کنترل می‌شد. افراد حین اجرای پروتکل از دیدن سرعت دویدن و میزان ضربان قلب روی مانیتور تردمیل منع شده بودند. افزایش سرعت پیوسته ادامه پیدا می‌کرد تا جایی که آزمودنی‌ها نمره ۱۳ را گزارش نمایند. پس از رسیدن به نمره ۱۳، با سرعت ثابت همان لحظه به دویدن ادامه می‌دادند تا به نمره هفده یا ۸۰ درصد حداکثر ضربان خود (سن - ۲۲۰) برسند. سپس سرعت دستگاه را با شیب ملایم کاهش داده و دوباره به ۶ کیلومتر بر ساعت رسانده شد. پس از اتمام پروتکل از شرکت کنندگان خواسته شد تا با دویدن به مدت ۲ دقیقه با سرعت خود انتخابی مرحله سرد کردن را انجام دهند. حین انجام پروتکل خستگی، آزمودنی‌ها از کفش‌های خنثی یکسان، ساخت شرکت آسیکس مدل Gel Nimbus 11 استفاده کردند (۷). اطلاعات الکترومایوگرافی در سرعت ۶ کیلومتر بر ساعت و ۳ سیکل کامل قبل و بعد از پروتکل خستگی جمع‌آوری شد.

با استفاده از اطلاعات فوت سوئیچ، یک گام کامل دویدن از داده‌های الکترومایوگرافی استخراج شد. برای تشخیص هر گام دویدن، با توجه به داده‌های حاصل از فوت سوئیچ، بازه زمانی بین تماس پاشنه تا تماس بعدی همان پاشنه در نظر گرفته

مرحله ابتدایی نوسان ( $p=0/001$ )، مرحله میانی نوسان ( $p=0/001$ )، مرحله پیش فعال سازی ( $p=0/027$ ) این عضله فعالیت معنی دار کمتری داشته است. عضله پهن داخلی بعد از خستگی عضلانی فعالیت معنی دار بیشتری در مرحله جذب ( $p=0/001$ ) و فعالیت معنی دار کمتری در مرحله ابتدایی نوسان ( $p=0/001$ )، مرحله میانی نوسان ( $p=0/001$ )، مرحله پیش فعال سازی ( $p=0/001$ ) از خود نشان داد. عضله پهن خارجی نیز مانند دو عضله همکار خود، بعد از خستگی عضلانی تغییرات معنی داری را متحمل شد. این عضله بعد از خستگی افزایش فعالیت معنی داری در طی

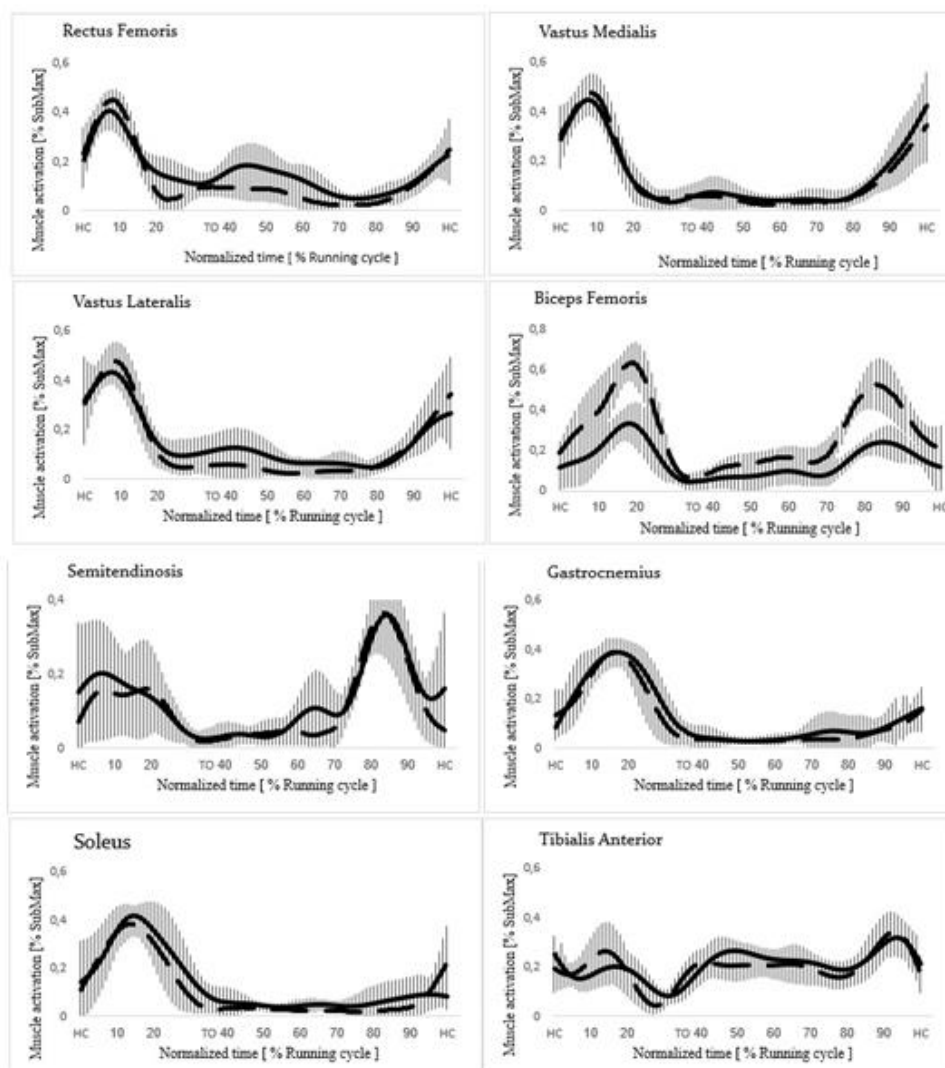
## Activity of Quadriceps

فرمول ۲:

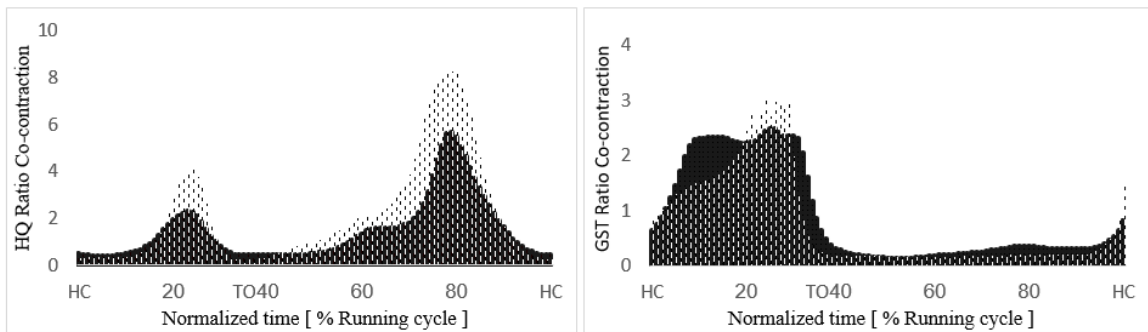
CI= Mean Activity of Tibialis Anterior /  
Mean Activity of Triceps Surae

## یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد الگوی فعالیت عضلات در طی دویدن قبل و بعد از خستگی عضلانی در شکل ۱ نشان داده شده است. عضله راست رانی بعد از خستگی در مرحله جذب به طور معنی داری فعالیت بیشتر ( $p=0/001$ ) و در مرحله تولید فعالیت کمتری ( $p=0/001$ ) داشته است. در



شکل ۱- میانگین و انحراف استاندارد الگوی فعالیت عضلات قبل و بعد از خستگی عضلانی را نشان می‌دهد. خط ممتد (—) نشان دهنده فعالیت عضلات قبل از خستگی و خط چین (---) نشان دهنده فعالیت عضلات بعد از خستگی عضلانی است.



شکل ۲- الگوی هم انقباضی همسترینگ به چهار سرانی (سمت چپ) و الگوی هم انقباضی عضلات دوقلو و نعلی به درشت نی قدامی (سمت چپ)، نقاط پر رنگ الگوی نسبت هم انقباضی قبل از خستگی عضلانی و نقاط کم رنگ بعد از خستگی عضلانی است.

عضلات دوقلو و نعلی به درشت نی قدامی (gst) در شکل ۲ نمایش داده شده است. الگوی هم انقباضی بعد از خستگی عضلانی در مرحله جذب ( $p=0/001$ )، مرحله تولید ( $p=0/002$ )، مرحله میانی نوسان ( $p=0/003$ ) و مرحله پیش فعال سازی ( $p=0/049$ ) افزایش معنی داری داشته است. در مرحله ابتدایی نوسان ( $p=0/059$ ) تغییر معنی داری مشاهده نشده است. الگوی هم انقباضی عضلات دوقلو و نعلی به درشت نی قدامی در مرحله جذب ( $p=0/001$ )، مرحله میانی نوسان ( $p=0/001$ ) کاهش معنی دار و در مرحله ابتدایی نوسان ( $p=0/020$ )، افزایش معنی داری را نشان داد.

### بحث و نتیجه گیری

بعد از خستگی عضلانی الگوی فعالیت عضلات دچار تغییر شد و به نوعی منعکس کننده دلایل تغییرات به وجود آمده در مکانیک دویدن بعد از خستگی عضلانی است. بازتولید و همکاری با بررسی اثر خستگی بر کینماتیک دویدن، افزایش زاویه فلکشن زانو را گزارش کردند. به نظر می رسد کاهش فعالیت عضلات چهار سر رانی باعث عدم کنترل زاویه فلکشن زانو در طی دویدن شده باشد و علت آن را می توان تداخل در سینرجی عضلانی دانست. گروه عضلات چهارسر رانی، عضله دوسر رانی، نیم وتری و عضله دوقلو در مرحله پیش فعال سازی فعالیت کمتری داشتند. فعالیت عضلات در اواخر مرحله نوسان دویدن نقش مهمی در آماده سازی تماس پا با زمین بازی می کند. به ویژه در مرحله پیش فعال سازی که عضلات برای عملکرد

مرحله جذب ( $p=0/001$ ) و فعالیت معنی دار کمتری در مرحله تولید ( $p=0/004$ ) و تمامی مراحل نوسان داشت به ترتیب: ( $p=0/001$ )، ( $p=0/003$ )، ( $p=0/005$ ). عضله دوسر رانی بعد از خستگی عضلانی به جز مرحله پیش فعال سازی ( $p=0/059$ ) در تمامی مراحل سیکل دویدن افزایش معنی داری در فعالیت خود نشان داد. مرحله جذب ( $p=0/001$ )، مرحله ابتدایی نوسان ( $p=0/001$ )، مرحله میانی نوسان ( $p=0/003$ )، عضله نیم وتری در مرحله جذب ( $p=0/001$ )، مرحله ابتدایی نوسان ( $p=0/004$ )، در مرحله میانی نوسان ( $p=0/030$ ) و در مرحله پیش فعال سازی ( $p=0/001$ ) فعالیت معنی دار کمتری پیدا کرده بود. عضله دوقلوی داخلی در تمامی مراحل سیکل دویدن فعالیت معنی دار کمتری را به نمایش گذاشت. به ترتیب: مرحله جذب ( $p=0/001$ )، مرحله تولید ( $p=0/001$ )، مرحله ابتدایی نوسان ( $p=0/002$ )، مرحله میانی نوسان ( $p=0/001$ ) و مرحله پیش فعال سازی ( $p=0/001$ ). عضله نعلی بعد از خستگی عضلانی در مراحل تولید ( $p=0/001$ )، ابتدایی نوسان ( $p=0/001$ ) و میانی نوسان ( $p=0/001$ ) فعالیت معنی دار کمتری شده بود. عضله درشت نی قدامی بعد از خستگی عضلانی با فعالیت معنی دار بیشتر در مرحله جذب ( $p=0/007$ )، فعالیت کمتر در مرحله تولید ( $p=0/026$ ) و مرحله میانی نوسان ( $p=0/001$ ) مواجه شد.

الگوی نسبت هم انقباضی عضلات همسترینگ به چهارسر رانی (hq) و الگوی نسبت هم انقباضی

پلانتر فلکشن همراه است. کاهش و فعالیت عضله دوقلوی داخلی و نعلی باعث افزایش دورسی فلکشن پا شده است. مطالعه ای دایرکز و همکاران نشان داد که پس از خستگی، چرخش به خارج مفصل سابتالار کاهش پیدا می کند (۲۱). پای انسان برای اینکه به اهرم محکمی برای انتقال نیروهای پیش ران به زمین تبدیل شود، عضلات سه سر ساقی دارای گشتاور اینورژن بزرگی هستند و در مرحله تولید، یکی از عضلات اصلی محسوب می شوند. بنابراین به نظر می رسد که کاهش در فعالیت این عضله، گشتاور چرخش به داخل کمتری به همراه دارد و احتمالاً باعث اختلال در انتقال بهتر نیروها می شود (۲۲). در مطالعه حاضر بعد از خستگی عضلانی هم انقباضی عضلات همسترینگ به چهار سر رانی و هم انقباضی دوقلو و نعلی به درشت نئی قدامی دچار تغییر شدند. عضلات در بارگیری استخوان ها نقشی مهم و حمایتی دارند. هم انقباضی مناسب می تواند باعث کم کردن نیروهای کششی وارد بر استخوان، پایدار کردن ساق در مرحله تماس پاشنه در حین شروع بارگیری، به عنوان یک جاذب موثر در کاهش نیروهای تماسی وارد بر ساق در لحظه تماس پاشنه عمل نماید (۲۳). با توجه به افزایش نسبت هم انقباضی عضلات همسترینگ به چهارسر رانی می توان بیان نمود که سیستم عصبی-عضلانی به عنوان یک مکانیسم حفاظتی حمایت لازم در برابر بارهای وارده حین دویدن را افزایش داده تا کاهش فعالیت عضلات در اثر خستگی باعث آسیب های پرکاری ناشی از وارد آمدن بارهای اضافی به مفصل زانو نشود. میزان هم انقباضی عضلات دوقلو و نعلی به درشت نئی قدامی به جز مرحله ابتدایی نوسان کاهش پیدا کرده است. کاهش میزان هم انقباضی مچ پا باعث افزایش نیروهای تماسی وارد بر این مفصل شده و احتمال ریسک ابتلا به شکستگی های فشاری (Stress fracture) را افزایش می دهد و همچنین این کاهش هم انقباضی می تواند منعکس کننده نقص های حرکتی حاصل از خستگی مانند افزایش دورسی فلکشن مچ پا در مرحله اتکای دویدن شده و مکانیک دویدن را تغییر دهد. مطالعه مشابهی در

مناسب در مرحله پاسخ بارگیری، فعالیت خود را افزایش می دهند و باعث سفتی ساق و تعدیل عملکرد آن می شوند (۱۸). کاهش فعالیت عضلات همسترینگ در این مرحله یکی از عوامل کاهش اقتصاد دویدن است که باعث کاهش نیروی لازم برای کنترل شتاب رو به جلوی ساق حین تماس پا با زمین است (۱۸). در مطالعات کینماتیک افزایش زاویه دورسی فلکشنی مچ پا بعد از خستگی عضلانی توسط کالبوئر و همکاران گزارش شده بود. علت آن را می توان کاهش فعالیت عضله دوقلو و نعلی بیان داشت.

در مرحله جذب دویدن، نتایج مطالعه حاضر نشان داد که پس از خستگی، فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و نیم وتری کاهش پیدا کرده است. در این مرحله، گروه عضلات چهارسر رانی برای حفظ حرکات مفصل ران و زانو، به صورت اکسنتریک فعالیت می کنند که به فلکشن همزمان (Co-flexion) معروف است، این در حالی که انقباض و عمل عضلات همسترینگ، به صورت کانسنتریک می باشد. طی این مرحله، هر دو گروه عضلانی فعالیت زیادی را از خود به نمایش می گذارند، در نتیجه، هر دو گروه عضلانی با انقباض همزمان خود باعث ایجاد پایداری در مفصل می شوند (۱۹).

کاهش در فعالیت عضله دو سر رانی پس از خستگی، باعث غالب شدن فعالیت عضله چهارسر رانی (پهن خارجی) می شود، وضعیتی که به آن استراتژی غالب چهارسر گفته می شود. غالب بودن فعالیت عضلات چهار سر سبب جلوگیری از بیشتر شدن زاویه فلکشن زانو می شود. علاوه بر این، نشان داده شده است که گشتاور بازکنندگی زانو پس از خستگی کاهش می یابد (۲۰). به نظر می رسد که کاهش در فعالیت عضله نیم وتری، مکانیزمی برای جلوگیری از کاهش گشتاور بازکنندگی زانو باشد. نشان داده شده است که در این مرحله پس از خستگی گشتاور پلانتر فلکشن پا کاهش پیدا می کند؛ که با کاهش در فعالیت عضله دوقلوی داخلی و عضله نعلی هم راستا است. از این رو، این کاهش در فعالیت عضله دوقلوی داخلی و نعلی (سه سر ساقی)، با کاهش گشتاور

6. Gerlach KE, White SC, Burton HW, Dorn JM, Leddy JJ, Horvath PJ. Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. *Med Sci & Exe*; 2005.37:657-63.

7. Koblbauer IF, van Schooten KS, Verhagen EA, van Dieën JH. Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. *Med Sport*; 2014 Jul 31.17(4):419-24.

8. Christina KA, White SC, Gilchrist LA. Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Hum Mov Sci*; 2001.20:257-76.

9. Esmaili H, Anbarian M. The effects of running-induced fatigue on some of lower limb muscles activity during stance phase. *J Prac Bio Spo*; 2016.4(7):22-34. (Persian).

10. Guidetti L, Rivellini G, Figura F. EMG patterns during running: intra-and inter-individual variability. *J Electro Kine*; 1996 Mar 1.6(1):37-48.

11. Hajilu B, Anbarian M, Sepehrian M, Esmaili H. The effect of quadriceps muscle fatigue on foot plantar pressure distribution during stance phase of walking. *RJMS*; 2014.14(121):73-88. (Persian).

12. Anbarian M, Hajiloo B, Sepehrian M, Sadeghi S, Esmaili H. The effect of quadriceps fatigue onco-activation of knee muscles during walking. *JSMJ*; 2015.14(3):309-21.

13. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst C, Rau G. Development of recommendations for sEMG sensor placement procedures. *J Elec Kin*; 2000.10: 361-74.

14. Lohman EB3rd, Balan Sackiriyas KS, Swen RW. A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *PT Sport*; 2011.12:151-63.

15. Devaprakash D, Weir GJ, Dunne JJ, Alderson JA, Donnelly CJ. The influence of digital filter type, amplitude normalisation method, and co-contraction algorithm on clinically relevant surface electromyography data during clinical movement assessments. *J Elect Kin*; 2016 Dec 31.31:126-35.

16. Nordin AD, Dufek JS. Neuromechanical synergies in single-leg landing reveal changes in movement control. *Hum Mov Sci*; 2016 Oct 31.49:66-78.

17. Katsavelis D, Threlkeld AJ. Quantifying thigh muscle co-activation during isometric knee extension contractions: Within-and between-session reliability. *J Elect Kin* 2014 Aug 31;24(4):502-7.

18. Kyrolainenm H, Belli A, Komi PV. Biomechanical factors affecting running economy. *Med S Exer* 2001;33:1330-7.

19. Abe D, Muraki S, Yanagawa K, Fukuoka Y, Niihata S. Changes in EMG characteristics and metabolic energy cost during 90-min prolonged running. *Gait & Post* 2007;26:607-10.

20. Kellis E, Kouvelioti V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle

این زمینه یافت نشد تا بتوان نتایج حاصل از این پژوهش مورد قیاس قرار گرفته و اثرات خستگی بر میزان هم انقباضی در طی دویدن مورد جمع بندی دقیقی برسد.

خستگی عضلانی باعث تغییر الگوی فعالیت عضلات و میزان هم انقباضی در طی دویدن می شود. این تغییرات مکانیک دویدن را تغییر داده و می تواند در مراحل مختلفی از این چرخه باعث وارد آمدن بارهای تماسی اضافی به مفاصل اندام تحتانی شده و احتمالاً آسیب های ناشی از پرکاری را افزایش دهد. سیستم عصبی - عضلانی با افزایش مکانیسم حفاظتی میزان هم انقباضی در مفصل زانو را افزایش می دهد ولی این مکانیسم در مفصل مچ پا دیده نمی شود و احتمال افزایش بارهای تماسی و آسیب دیدگی در این مفصل افزایش می یابد.

### تقدیر و تشکر

این مقاله مستخرج از پایان نامه دوره دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا است. نویسندگان نهایت قدردانی و تشکر خویش را از مسئولین دانشگاه بوعلی سینا و آزمودنی های شرکت کننده در این مطالعه ابراز می کنند.

### منابع

1. Brown AM, Zifchock RA, Hillstrom HJ. The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait & Post*; 2014 Mar 31.39(3):915-9.

2. Radzak KN, Putnam AM, Tamura K, Hetzler RK, Stickley CD. Asymmetry between lower limbs during rested and fatigued state running gait in healthy individuals. *Gait & Post*; 2017 Jan 31. 51:268-74.

3. Milgrom C, Radeva-Petrova DR, Finestone A, Nyska M, Mendelson S, Benjuya N, et al. The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. *J Bio*; 2007. 40:845-850.

4. Hohmann E, Wortler K, Imhoff AB. MR imaging of the hip and knee before and after marathon running. *American J S Med*; 2004. 32:55-59.

5. Bazuelo-Ruiz B, Medina E, Lopez J, Llana-Belloch S, Dura-Gil JV. The effect of fatigue on knee range of motion during stance phase in recreational runners. *Gait & Post*; 2016.49:86.

activity and vertical ground reaction during drop landing. *J Elect Kin* 2009;19:55-64.

21. Dierks TA, Davis IS, Hamill J. The effects of running in an exerted state on lower extremity kinematics and joint timing. *J Bio* 2010;43:2993-8.

22. Lee SS, Piazza SJ. Inversion-eversion moment arms of gastrocnemius and tibialis anterior measured in vivo. *J Bio* 2008;41:3366-70.

23. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Fatigue-induced changes in decline running. *C Biom* 2001;16:207-12.

Archive of SID



## The effect of fatigue on electromyography activity pattern and co-contraction of lower limb muscle during running

**Behrouz Hajiloo**, PhD candidate in Sport Biomechanics, Bu Ali University, Hamedan, Iran. (\*Corresponding author). behrouz.hajiloo@yahoo.com

**Mehrdad Anbarian**, Professor of Sports Biomechanics, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran.

**Ali Jalalvand**, Assistant Professor in Sport Biomechanics, Department of Physical Education, Faculty of Human Sciences, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.

**Mahdi Mirzapour**, Assistant Professor in Department of Mathematics, Faculty of Science, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran.

### Abstract

**Background:** Muscle fatigue can change the muscle activation pattern during running and causes some disorders in running biomechanics. The aim of present study was to determine the effect of muscle fatigue on electromyographic activation pattern and co-contractions of lower extremity muscles during running.

**Methods:** Fourteen males (age:  $23.76 \pm 2.14$  years, weight:  $78.45 \pm 2.54$  kg, height:  $179.82 \pm 2.32$  cm) participated in quasi-experimental study. Surface electromyography activity from rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, semitendinosus, medial gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles were recorded during running before and after fatigue protocol on treadmill. Paired t-test was used to analyze the data ( $p < 0.05$ ).

**Results:** Muscle fatigue altered the muscle activation pattern of the lower extremity muscles as well as co-contractions levels in various phases of running.

**Conclusion:** Changes in muscle activation pattern and co-contractions during running can cause lack of control over contact joints and increase the risk of overuse injurie.

**Keywords:** Muscle fatigue, Surface electromyography, Co-contraction, Running