

اثر خستگی ناشی از دویدن بر فعالیت برخی از عضلات اندام تحتانی در مرحله اتکاء

حامد اسماعیلی^۱، مهرداد عنبریان^{۲*}

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

۲. دانشیار دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

چکیده

زمینه و هدف: خستگی ناشی از دویدن با تغییراتی در مکانیک دویدن همراه است. هدف از مطالعه حاضر تعیین اثر خستگی ناشی از دویدن روی فعالیت برخی از عضلات اندام تحتانی در مرحله اتکاء دویدن بود. **روش تحقیق:** تعداد ۲۰ نفر دهنده مرد در این مطالعه شرکت کردند. آزمودنی‌ها قبل و پس از اجرای پروتکل خستگی، ۶ بار مسیر ۱۴ متری را دویدند. فعالیت الکترومیوگرافی سطحی عضلات درشت نئی قدامی، دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی، نعلی، پهن خارجی و دوسر رانی آزمودنی‌ها قبل و پس از اجرای پروتکل خستگی ثبت شد. درصد فعالیت عضلات، شاخص هم‌انقباضی و زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلات، در مرحله اتکاء دویدن ارزیابی شدند. داده‌ها با استفاده از آزمون t وابسته در سطح معنی داری $p < 0.05$ تجزیه و تحلیل شدند. **یافته‌ها:** پس از خستگی در مرحله جذب، فعالیت عضلات دوقلوی داخلی ($p=0.02$) و دوسر رانی ($p=0.02$) و شاخص هم‌انقباضی بین عضلات پهن خارجی و دوسر رانی ($p=0.02$)، پهن خارجی و دوقلوی خارجی ($p=0.001$) و درشت نئی قدامی و دوقلوی داخلی ($p=0.01$)؛ کاهش پیدا کرد. در مرحله تولید پس از خستگی، فعالیت عضله درشت نئی قدامی کاهش ($p=0.001$) و فعالیت عضله دوقلوی داخلی ($p=0.01$) افزایش پیدا کرد. در این مرحله، هم‌انقباضی عضلات درشت نئی قدامی و دوقلوی داخلی ($p=0.0001$) و درشت نئی قدامی و نعلی ($p=0.005$) پس از خستگی کاهش یافت. در مرحله پیش‌فعالیت، خستگی باعث افزایش فعالیت عضلات درشت نئی قدامی ($p=0.001$) و دوسر رانی ($p=0.001$) شد. هم‌چنین خستگی باعث افزایش زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلات دوسر رانی، دوقلوی داخلی و دوقلوی خارجی گردید ($p=0.001$). **نتیجه‌گیری:** خستگی سبب ایجاد تغییراتی در مکانیزم زمان بندی عضلانی هنگام دویدن شد که احتمالاً نتیجه تلاش سیستم عصبی بدن برای کاهش خطر ابتلاء به آسیب‌های وارد بر بدن است. از این رو، توجه به زمان بندی حداکثر فعالیت عضلات در دوندگان مبتدی به منظور پیشگیری از آسیب، پیشنهاد می‌شود.

واژه‌های کلیدی: دویدن، خستگی، الکترومیوگرافی، عضلات اندام تحتانی.

مقدمه

یکسری تغییرات سازشی جبرانی همراه است. سازگاری های کینماتیک مفصلی شامل افزایش زاویه فلکشن زانو (دریک، ۲۰۰۴)، تغییر در پرونیشن مفصل تحت قاپی (کیم^{۱۳} و دیگران، ۱۹۹۴) و کاهش دورسی فلکشن مچ پا حین برخورد پا با زمین است (کریستین^{۱۴} و دیگران، ۲۰۰۱). این تغییرات کینماتیکی، سبب کاهش جرم (جرم موثر) آن بخشی از بدن می شود که هنگام تماس پا با زمین شتاب می گیرد (دریک و دیگران، ۲۰۰۲). هر چه میزان این جرم موثر کم تر باشد، تماس ساق بزرگ تر شده و جذب شوک بیش تر می شود (دریک و دیگران، ۲۰۰۲). با این حال، هنوز پاسخ به این سوال که آیا این تغییرات کینماتیکی حاصل از خستگی، ناشی از یک استراتژی برای تغییر معیار بهینه عملکرد است یا ناشی از ضعف سیستم بدن برای نگهداری رفتار بهینه؟ ناشناخته باقی مانده است.

اساساً عضلات فعالیت می کنند تا تنش وارد بر استخوان ها را کاهش دهند و حداکثر بارهای دینامیکی که می توانند به بافت اسکلتی - عضلانی آسیب برسانند را خنثی نمایند (رادین، ۱۹۸۶). خستگی که تحت عنوان عدم توانایی عضلات در تولید نیروی مورد نظر تعریف شده است (گاندویا^{۱۵}، ۲۰۰۱)، فرآیندی تدریجی است که بر اثر تغییرات فیزیولوژیک مهمی که قبل و حین ناکارایی مکانیکی بدن رخ می دهد، ایجاد می گردد (هافمن^{۱۶} و دیگران، ۲۰۰۹). یکی از استراتژی های احتمالی که در برابر اثرات خستگی به مقابله می پردازد، اصلاح هماهنگی بین عضلات است (انوکا و استوارت^{۱۷}، ۱۹۹۲) که در اینجا به عنوان توزیع فعالیت عضلات یا نیروی بین عضلات مجزا برای تولید ترکیبی از گشتاورهای مفصلی (پری لوتسکی^{۱۸}، ۲۰۰۰) تعریف می شود. به صورت واضح تر، خستگی می تواند باعث باز توزیع سطح فعالیت عضلانی بین عضلات مختلف شده و یا نیمرخ فعالیت عضلات را تغییر دهد.

تمامی فعالیت های جسمانی که انجام آن ها برای مدت زمان زیادی طول می کشد، بدن را در معرض سطوح مختلفی از خستگی قرار می دهد. این امر به طور مشخصی هنگام دویدن، که یکی از اشکال محبوب ورزش است، واضح تر می باشد. نشان داده شده است که ورزش کردن در شرایط خستگی، میزان تنش^۱، کرنش^۲ و نیروهای برشی و تماسی وارد بر اندام تحتانی را افزایش می دهد (میل گروم^۳ و دیگران، ۲۰۰۷؛ واردن^۴ و دیگران، ۲۰۰۶؛ دریک^۵ و دیگران، ۲۰۰۲؛ میزراهی^۶ و دیگران، ۲۰۰۰). طبیعت چرخه ای دویدن باعث بارگیری تکراری اندام تحتانی می شود و با ادامه فعالیت، این بارگیری شدیدتر نیز می گردد. این در حالی است که بارهای وارده حین دویدن در نوع خود، در زیر سطح آستانه تحمل فیزیولوژیک قرار دارند، و تجمع بعضی از این بارها، باعث ایجاد مشکلات پرکاری می شوند؛ مشکلاتی که غالباً با دویدن در ارتباط هستند (هوهمان^۷ و دیگران، ۲۰۰۴). در این میان، عضلات وظیفه توزیع این بارهای دینامیکی در اندام تحتانی را عهده دار هستند (رادین^۸، ۱۹۸۶). این کنترل عضلانی از طریق چرخه کشش-کوتاه شدن انجام می شود که ترکیبی از انقباضات درونگرا و برونگرا است (کومی^۹، ۲۰۰۰). با این حال، زمانی که دوندۀ در حال دویدن است و خستگی وی بر اثر ادامه دویدن، توسعه پیدا می کند؛ اثربخشی مکانیزم عصبی - عضلانی حفاظتی عضلات، با تحمل چرخه های تکراری کشش-انقباض از بین می رود (رادین، ۱۹۸۶) و این می تواند کارایی حرکات را تخریب کرده (دیوتو و اسمیت^{۱۰}، ۲۰۰۲)، ظرفیت جذب شوک را کاهش داده (ویلسون و کرنوزک^{۱۱}، ۱۹۹۹) و کینماتیک دویدن را تغییر دهد. در نتیجه، خطر ابتلا به آسیب افزایش می یابد.

تحقیقات نشان داده اند که خستگی ناشی از دویدن با تغییراتی در مکانیک دویدن همراه است. به عنوان مثال دویدن طاقت فرسا، تعداد گام در دقیقه، طول گام و کینماتیک اندام تحتانی را تغییر می دهد (گرلاچ^{۱۲} و دیگران، ۲۰۰۵). در عوض، این تغییرات با

1. Stress
2. Strain
3. Milgrom
4. Warden

5. Derrick
6. Mizrahi
7. Hohmann
8. Radin

9. Komi
10. Dutto & Smith
11. Willson & Kerozek
12. Gerlach

13. Kim
14. Christina
15. Gandevia
16. Hoffman

17. Enoka & Stuart
18. Prilutsky

شرکت کردند. سن شرکت کنندگان بین ۱۸ تا ۳۰ سال بود و هنگام دویدن از وسایل مناسب پا نظیر کفی طبی استفاده نمی کردند. همچنین از الگوی دویدن ضربه پاشنه پیروی کرده و در هفته حداقل ۱۶ کیلومتر می دویدند (دایرکز و دیگران، ۲۰۱۰). اندام مورد ارزیابی دوندگان حاضر در این مطالعه به صورت تصادفی انتخاب می شد و از تمامی شرکت کنندگان رضایت نامه کتبی برای شرکت در این مطالعه دریافت شد.

پس از ورود شرکت کنندگان به آزمایشگاه بیومکانیک اندام تحتانی دانشگاه بوعلی سینا، آزمودنی ها از شرایط آزمون و نحوه اجرای تست آگاه شدند. پس از آماده سازی پوست محل نصب الکترودهای سطحی ثبت فعالیت الکتریکی عضلات با تراشیدن موهای زاید و تمیز کردن با الکل طبی، الکترودهای سطحی از جنس کلرید نقره - نقره (Ag-AgCl) بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM^۲ روی عضلات درشت نئی قدامی، دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی، نعلی، پهن خارجی و دوسر رانی با فاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلی متر نصب شدند (هرمنز^۳ و دیگران، ۲۰۰۰). به منظور ثبت نقاط کلیدی مرحله اتکاء دویدن از دو عدد سوئیچ پای^۴ استفاده شد، به گونه ای که یکی از آن ها در انتهای ترین نقطه بخش خارجی پاشنه و دیگری زیر اولین مفصل کف پای^۵ انگشتی قرار گرفتند. برای ثبت هم زمان فعالیت عضلات و اطلاعات فوت سوئیچ ها، از دستگاه بیومانیاتور^۵ ME16000-T16 با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰۰ هرتز و نسبت رد سینگنال مشترک ۱۱۰ هرتز در تقویت کننده تفاضلی استفاده شد.

پس از آماده سازی پوست و وصل کردن الکترودها و کلیدهای پای^۱، آزمودنی ها حداقل شش مرتبه مسیر ۱۴ متری آزمون را با سرعت ۳/۳ متر بر ثانیه به صورت پا برهنه دویدند (ویلمز و دیگران، ۲۰۰۵) تا با شرایط آزمون آشنا شوند. پس از آشنایی با شرایط، آزمودنی ها ۶ بار با سرعت ۳/۳ متر بر ثانیه به صورت پا برهنه در مسیر مشخص شده در آزمایشگاه دویدند.

بدین ترتیب، خستگی عملکرد عضلات را تحت تاثیر قرار می دهد و باعث ایجاد تغییراتی در کنترل حرکتی عضلات شده و در نتیجه، سبب تغییرات مکانیکی می شود.

با مروری بر مطالعات انجام شده روی دویدن، ملاحظه می شود که مطالعات اندکی به بررسی اثر خستگی روی عملکرد و الگوی فعالیت عضلات پرداخته اند و اطلاعات کمی درباره سازوکارهای موثر در بروز تغییرات مکانیک دویدن موجود است. با توجه به بروز تغییراتی در مکانیک دویدن و این که تاکنون مشخص نشده است این تغییرات جبرانی هستند یا بر اثر نقص سیستم حرکتی بدن؛ مطالعه اثر خستگی روی فعالیت عضلات ضروری به نظر می رسد. هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر خستگی ناشی از دویدن روی فعالیت عضلات اندام تحتانی حین دویدن در مرحله اتکاء^۱ است. با توجه به وجود تغییرات مشاهده شده در وضعیت پس از خستگی در کینماتیک و کینتیک دویدن (گرلاچ و دیگران، ۲۰۰۵؛ دریک، ۲۰۰۴؛ کیم و دیگران، ۱۹۹۴؛ کریستینا و دیگران، ۲۰۰۱)، در این مطالعه چنین فرض شده است که خستگی با تغییراتی در نحوه فعالیت عضلات همراه خواهد بود که شاید بیانگر یکی از دلایل مرتبط با تغییرات مکانیکی مشاهده در مطالعات پیشین باشد. بنابراین، سوال مورد نظر این مطالعه این است که آیا خستگی نحوه فعالیت عضلات را تحت تاثیر قرار می دهد؟ نتایج این مطالعه می تواند اطلاعات مفیدی درباره شناخت علل بروز تغییرات ایجاد شده ناشی از خستگی حاصل از دویدن فراهم کند و در برنامه های توان بخشی که با هدف تجویز برنامه هایی برای مقاومت در برابر خستگی و نگهداری تکنیک ثابت در تمام زمان دویدن اتخاذ می شوند، کاربرد داشته باشد.

روش تحقیق

تعداد ۲۰ دونده مرد (قد: $178/56 \pm 7/27$ سانتی متر، جرم: $69/56 \pm 11/18$ کیلوگرم) بدون سابقه آسیب و جراحی در اندام تحتانی به صورت در دسترس انتخاب شده و در این مطالعه

1. Stance phase
2. Surface electromyography for the Non- invasive assessment of muscle
3. Hermens

4. Foot switch
5. Biomonitor

(کوب بائور و دیگران، ۲۰۱۴). حین انجام پروتکل خستگی، آزمودنی‌ها از کفش‌های خنثی یکسان (کوبل بائور و دیگران، ۲۰۱۴) ساخت شرکت آسیکس^۴ مدل Gel Nimbus 11 استفاده کردند.

پس از اتمام پروتکل خستگی، از افراد پس‌آزمون گرفته شد. شرایط تست‌های پس‌آزمون دقیقاً مشابه شرایط قبل از خستگی بود. برای تشخیص هر گام^۵ دویدن، با توجه به داده‌های حاصل از سوییچ‌های پایی، بازه زمانی بین تماس پاشنه تا تماس بعدی همان پاشنه در نظر گرفته شد. مدت زمان بین اتصال پاشنه با زمین و جدا شدن اولین مفصل کف پایي-انگشتی نیز به عنوان مرحله اتکاء دویدن و فاصله بین جدا شدن پا از زمین و تماس بعدی پاشنه به عنوان مرحله نوسان در نظر گرفته شد. مرحله اتکاء به دو بخش جذب و تولید تقسیم بندی شد که ۵۰ درصد ابتدایی آن، مرحله جذب و ۵۰ درصد دوم آن به عنوان مرحله تولید در نظر گرفته شد (هوهمن^۶ و دیگران، ۲۰۱۱). همچنین ۱۰ درصد انتهایی هر گام به عنوان مرحله پیش فعال‌سازی در نظر گرفته شد (آزودو^۷ و دیگران، ۲۰۰۹). مراحل اجرای پروتکل در شکل ۱ نشان داده شده است:

پس از انجام تلاش^۱ موفق در پیش‌آزمون، شرکت کنندگان پروتکل خستگی را انجام دادند (کوبل بائور^۲ و دیگران، ۲۰۱۴). این پروتکل با راه رفتن روی نوارگردان مدل Omega GT ساخت کشور آمریکا^۳ با سرعت ۶ کیلومتر بر ساعت آغاز شد. هر دو دقیقه یک بار به سرعت نوارگردان یک کیلومتر بر ساعت افزوده می‌شد. حین اجرای پروتکل خستگی از آزمودنی‌ها نمره مقیاس ۱۵ نمره ای بورگ (از ۵ تا ۲۰) پرسیده می‌شد. هم چنین بصورت هم‌زمان با استفاده از ضربان‌سنج تله متری پولار مدل RS100 ساخت کشور فنلاند ضربان قلب افراد مشاهده و کنترل می‌شد. افراد حین اجرای پروتکل از دیدن سرعت دویدن و میزان ضربان قلب روی مانیتور نوارگردان 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 ۲ دقیقه دیگر با همین روند ادامه می‌دادند تا پروتکل به انتها برسد. 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



شکل ۱. مراحل اجرای پروتکل خستگی

1. Trial
2. Kobl bauer
3. Horizon Fitness, Omega GT, USA
4. Asics

5. Stride
6. Hohmann
7. Azevedo

الگوی فعالیت عضلات و در نهایت هم‌انقباضی بین عضلات پهن خارجی و دوسر رانی، پهن خارجی و دوقلوی خارجی، درشت نئی قدامی و دوقلوی داخلی، درشت نئی قدامی و دوسر رانی و درشت نئی قدامی و نعلی (هورساک و دیگران، ۲۰۱۵) در مراحل جذب، تولید و پیش فعال سازی محاسبه و میانگین گیری شده و مورد مطالعه قرار گرفت.

برای محاسبه میزان هم‌انقباضی، از پوشش‌های خطی نرمال سازی شده بر حسب حداکثر فعالیت متعاقب هر تلاش برای هر جفت عضله استفاده شد. شاخص هم‌انقباضی برای هر نقطه داده پوشش‌های خطی با استفاده از رابطه زیر محاسبه شد (هورساک و دیگران، ۲۰۱۵).

برای فیلترینگ داده‌های حاصل از فعالیت عضلات، از فیلتر میان‌گذر ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز توسط نرم‌افزار مگاوین^۱ نسخه ۳/۱ استفاده شد. سپس داده‌ها برای انجام عملیات پوشش خطی، تمام یکسویه شده و با فیلتر باتروورث ۱۲ هرتز مرتبه ۴ پالایش شدند. برای نرمال سازی داده‌ها، 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 در واحد زمان نرمال سازی شده و به ۱۰۰ نقطه تقسیم بندی شد. تمامی تحلیل‌ها با استفاده از نرم‌افزار متلب نسخه ۲۰۱۳ انجام شد.

فعالیت عضلات بر حسب درصد حداکثر نقطه داده فعالیت حاصل از پوشش خطی^۲ در هر تلاش، زمان رسیدن به حداکثر فعالیت،

$$EMG_i \text{ کم تر} + EMG_i \text{ بیش تر} \times X = \frac{EMG_i \text{ کمتر}}{EMG_i \text{ بیشتر}} \text{ شاخص هم‌انقباضی}$$

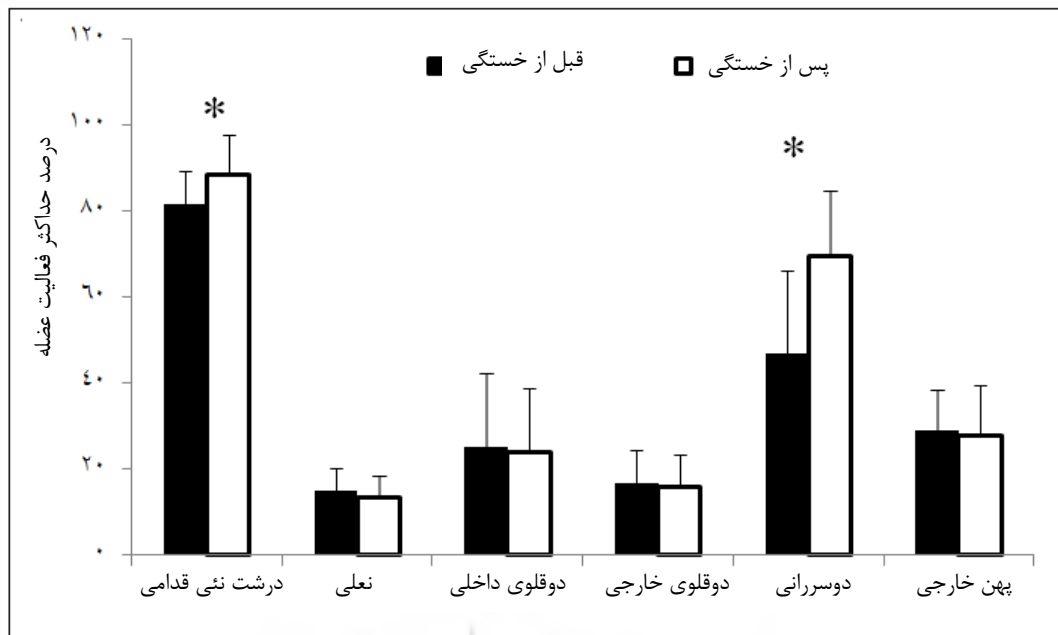
پیش و پس‌آزمون از آزمون t وابسته استفاده شد و سطح معنی داری $p < 0/05$ منظور گردید.

یافته‌ها فعالیت عضلات تحت بررسی در مرحله جذب، در شکل ۲ نشان داده شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، خستگی فعالیت عضله دوسر رانی و عضله دوقلوی داخلی را به صورت معنی داری کاهش داده است ($p = 0/02$). در این مرحله خستگی روی دیگر عضلات اثر معنی داری ($p > 0/05$) نداشت.

در معادله، EMG_i کم تر مقدار EMG نرمال سازی شده عضله در نقطه (i) است که کم تر فعالیت کرده است. EMG_i بیش تر مقدار EMG نرمال سازی شده عضله‌ای است که فعالیت بیش تری را در نقطه (i) دارد. بنابراین شاخص هم‌انقباضی می‌تواند در هر نقطه زمانی مقادیری بین صفر (بدون فعالیت عضلانی) تا حداکثر ۲۰۰ (چنانچه هر دو عضله ۱۰۰ درصد فعال باشند) مقداری را اتخاذ کند (هورساک و دیگران، ۲۰۱۵).

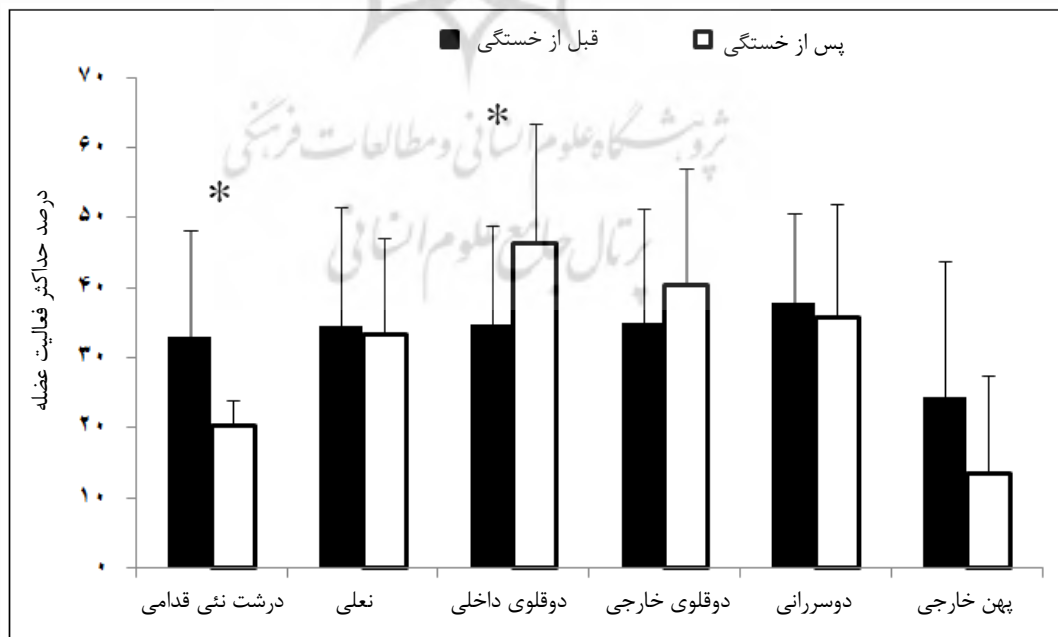
برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها، از آزمون شاپیرو-ویلک^۳ استفاده شد. برای مقایسه مقادیر متغیرهای مورد مطالعه بین

1. Megawin
2. Linear Envelope
3. Shapiro-Wilk



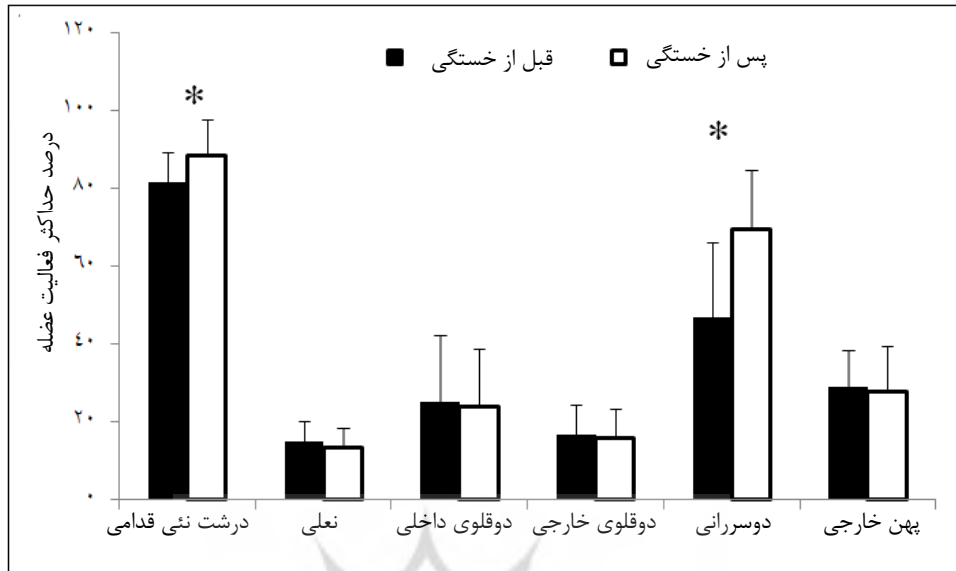
شکل ۲. مقایسه فعالیت عضلات قبل و پس از خستگی در مرحله جذب فعالیت دویدن. * تفاوت معنی دار در سطح $p < 0.05$.

نتایج مربوط به مقایسه فعالیت عضلات قبل و پس از خستگی در کاهش ($p = 0.001$) و فعالیت عضله دوقلوی داخلی را افزایش مرحله تولید، در شکل ۳ نشان داده شده است. همان طور که ($p = 0.01$) داده است. در این مرحله خستگی روی دیگر عضلات ملاحظه می شود، خستگی فعالیت عضله درشت نئی قدامی را اثر معنی داری ($p < 0.05$) نداشت.



شکل ۳. مقایسه فعالیت عضلات قبل و پس از خستگی در مرحله تولید فعالیت دویدن. * تفاوت معنی دار در سطح $p < 0.05$.

شکل ۴ نتایج مربوط به مقایسه فعالیت عضلات را در مرحله خستگی باعث افزایش فعالیت عضلات درشت نئی قدامی پیش فعال سازی نشان می دهد. همان طور که ملاحظه می شود، $(p=0/01)$ و دوسر رانی $(p=0/0001)$ شده است.



شکل ۴. مقایسه فعالیت عضلات قبل و پس از خستگی در مرحله پیش فعال سازی فعالیت دوییدن. * تفاوت معنی دار در سطح $p < 0/05$.

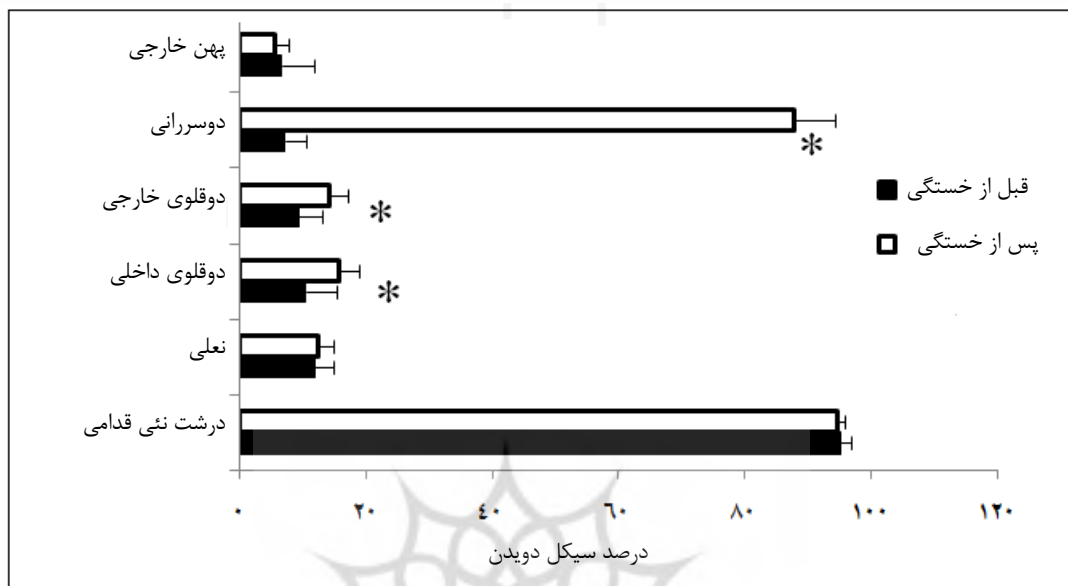
مقادیر مربوط به شاخص هم انقباضی در جدول ۱ آورده شده است. همان طور که ملاحظه می شود، در مرحله جذب، خستگی هم انقباضی بین عضلات پهن خارجی و دوسر رانی $(p=0/02)$ ، پهن خارجی و دوقلوی خارجی $(p=0/001)$ ، درشت نئی قدامی و دوقلوی داخلی $(p=0/01)$ را کاهش داده است. در مرحله تولید، نئی قدامی و دو سررانی $(p=0/0001)$ شده است.

جدول ۱. مقایسه مقادیر شاخص هم انقباضی بین عضلات قبل و پس از خستگی در مراحل مختلف فعالیت دوییدن

هم انقباضی	مرحله	قبل از خستگی	پس از خستگی	p
پهن خارجی و دو سررانی	جذب	۱۱۰/۸۷±۲۲/۶۱	۹۷/۳۸±۸۲/۲۱	*۰/۰۲
	تولید	۲۹/۵۱±۱۸/۸۷	۲۰/۱۱±۲۰/۰۴	۰/۱۱
	پیش فعال سازی	۱۸/۶۸	۴۰/۸۰±۲۲/۶۴	۰/۰۵
پهن خارجی و دوقلوی خارجی	جذب	۱۱۳/۷۸±۱۷/۷۳	۹۹/۸۴±۱۱/۹۱	*۰/۰۰۱
	تولید	۲۳/۰۱±۱۳/۷۵	۱۷/۴۲±۱۶/۵۳	۰/۱۸
	پیش فعال سازی	۲۴/۸۴±۱۲/۷۱	۲۳/۲۸±۱۰/۱۱	۰/۵۸
درشت نئی قدامی و دوقلوی داخلی	جذب	۶۵±۳۰/۵۴	۴۸/۶۰±۱۱/۱۱	*۰/۰۱
	تولید	۳۱/۶۸±۹/۰۷	۲۱/۲۹±۷/۴۲	*۰/۰۰۰۱
	پیش فعال سازی	۳۶/۲۲±۳۳/۳۹	۳۳/۵۱±۲۶/۸۸	۰/۵۲
درشت نئی قدامی و نعلی	جذب	۶۵/۸۸±۳۲/۹۱	۱۵/۲۵±۱۳/۷۹	۰/۰۵
	تولید	۲۷/۶۳±۹/۹۷	۲۰/۶۱±۸/۸۳	*۰/۰۰۵
	پیش فعال سازی	۱۸/۱۶±۷/۱۵	۱۵/۶۹±۶/۶۲	۰/۰۸

* تفاوت معنی دار در سطح $p < 0/05$.

شکل ۵ زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلات مورد بررسی را طی قبل و بعد از خستگی نشان داده است. همان طور که ملاحظه می شود، خستگی باعث دیرتر رسیدن فعالیت عضلات



شکل ۵. مقایسه زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلات قبل و پس از خستگی در سیکل دویدن. * تفاوت معنی دار در سطح $p < 0.05$.

ویژه در مرحله پیش فعال سازی که فعالیت عضلات را برای عملکرد بهتر در مرحله پاسخ بارگیری، بالا می برد و سفتی ساق را تعدیل می کند (گل هوفر^۲ و کی رولاینم، ۱۹۹۱). نشان داده شده است که کم شدن فعالیت عضلات همسترینگ در مرحله پیش فعال سازی دویدن، یکی از عوامل اصلی برای کم شدن اقتصاد دویدن است که خود باعث افزایش ایمپالس ترمزی حین فرود می شود (کی رولاینم و دیگران، ۲۰۰۱). در مطالعه حاضر، یکی از محدودیت ها عدم تحلیل کینماتیکی و کینتیکی دویدن قبل و پس از خستگی بود؛ با این حال با استفاده از نتایج مطالعات پیشین می توان به تفسیر نتایج این مطالعه پرداخت.

بحث

نتایج این مطالعه نشان داد که خستگی با تغییراتی در فعالیت عضلات همراه است که به نوعی می تواند منعکس کننده دلایل زیرلایه ای برای تغییرات مشاهده شده در مکانیک دویدن باشد؛ واقعیت هایی که در مطالعات پیشین نیز گزارش شده است (گرلاچ و دیگران، ۲۰۰۵؛ دریک، ۲۰۰۴؛ کیم و دیگران، ۱۹۹۴؛ کریستینا و دیگران، ۲۰۰۱). بر اساس نتایج مطالعه حاضر، در مرحله پیش فعال سازی، پس از خستگی میزان فعالیت عضلات درشت نئی قدامی و دوسرانی افزایش پیدا کرد. فعالیت عضلات در اواخر مرحله نوسان دویدن نقش مهمی در آماده سازی برای تماس پا با زمین بازی می کند (کی رولاینم^۱ و دیگران، ۲۰۰۱). به

1. Kyrolainenm
2. Gollhofer

علاوه بر این، مطالعات پیشین نشان داده‌اند که پس از بروز خستگی، زاویه فلکشن زانو حین دویدن افزایش پیدا می‌کند (میزراهی و دیگران، ۲۰۰۰). به نظر می‌رسد که افزایش فعالیت عضله دو سررانی در این مرحله، با افزایش زاویه فلکشن زانو همراه است. علاوه بر این، نشان داده شده است که زاویه دورسی فلکشن مچ پا در اواخر مرحله نوسان پس از خستگی کاهش پیدا می‌کند (میزراهی و دیگران، ۲۰۰۱). با توجه به افزایش فعالیت عضله درشت نئی قدامی در این مرحله پس از خستگی، می‌توان چنین نتیجه گرفت که این افزایش فعالیت با افزایش زاویه دورسی فلکشن پا همراه است. نشان داده شده است که پس از خستگی، حداکثر بار وارد بر اندام تحتانی کاهش می‌یابد (هیروسوکه^۱ و دیگران، ۲۰۱۳). برای بیان دلیل این کاهش، محققان تئوری جرم موثر را مطرح کرده‌اند (دریک و دیگران، ۲۰۰۲). این نظریه بیان می‌کند که با کاهش در طول اندام تحتانی، بدن قادر است تا بارهای وارده را کاهش دهد. نتایج این مطالعه به خوبی نظریه جرم موثر را تایید می‌کند و نشان می‌دهد که افزایش در فعالیت عضلات درشت نئی قدامی و دوسررانی، با افزایش در زاویه دورسی فلکشن و زاویه فلکشن زانو همراه بوده و باعث کاهش جرم موثر و در نهایت، کاهش بارهای وارد بر اندام تحتانی شده است.

در مرحله جذب دویدن، نتایج مطالعه حاضر دال بر آن است که در مرحله تولید دویدن، پس از خستگی فعالیت عضله درشت نئی قدامی کاهش و فعالیت عضله دوقلوی داخلی، افزایش پیدا می‌کند. دویدن در حالت خستگی دورسی فلکشن پا را افزایش می‌دهد (میزراهی و دیگران، ۲۰۰۱) و این در حالی است که عضله درشت نئی قدامی مسئول دورسی فلکشن پا است. به نظر می‌رسد که نیازی به فعالیت عضله درشت نئی قدامی برای ایجاد دورسی فلکشن بیشتر، نباشد و به موجب این، نیازی به فعالیت این عضله در ایجاد دورسی فلکشن در مرحله تولید نیست. طی مطالعه‌ای نشان داده شده است که پس از خستگی، چرخش به خارج مفصل تحت قاپی^۲ و سرعت این چرخش خارجی مفصل افزایش پیدا می‌کند (دایرکز^۳ و دیگران، ۲۰۱۰). پای انسان برای این که به اهرم محکمی برای انتقال نیروهای پیش‌ران به زمین تبدیل شود، باید به حالت چرخیده به داخل^۴ در مفصل تحت قاپی تبدیل وضعیت پیدا کند (برتانی، ۱۹۹۹). نشان داده شده است که عضله دوقلوی داخلی دارای گشتاور چرخش به داخل بزرگی است و در این حرکت، یکی از عضلات اصلی محسوب می‌شود (لی و پیازا^۵، ۲۰۰۸). بنابراین به نظر می‌رسد که افزایش در فعالیت این عضله، گشتاور چرخش به داخل بیش‌تری به همراه دارد تا پا را برای انتقال بهتر نیروهای تولید، آماده کند.

علاوه بر این، مطالعات پیشین نشان داده‌اند که پس از بروز خستگی، زاویه فلکشن زانو حین دویدن افزایش پیدا می‌کند (میزراهی و دیگران، ۲۰۰۰). به نظر می‌رسد که افزایش فعالیت عضله دو سررانی در این مرحله، با افزایش زاویه فلکشن زانو همراه است. علاوه بر این، نشان داده شده است که زاویه دورسی فلکشن مچ پا در اواخر مرحله نوسان پس از خستگی کاهش پیدا می‌کند (میزراهی و دیگران، ۲۰۰۱). با توجه به افزایش فعالیت عضله درشت نئی قدامی در این مرحله پس از خستگی، می‌توان چنین نتیجه گرفت که این افزایش فعالیت با افزایش زاویه دورسی فلکشن پا همراه است. نشان داده شده است که پس از خستگی، حداکثر بار وارد بر اندام تحتانی کاهش می‌یابد (هیروسوکه^۱ و دیگران، ۲۰۱۳). برای بیان دلیل این کاهش، محققان تئوری جرم موثر را مطرح کرده‌اند (دریک و دیگران، ۲۰۰۲). این نظریه بیان می‌کند که با کاهش در طول اندام تحتانی، بدن قادر است تا بارهای وارده را کاهش دهد. نتایج این مطالعه به خوبی نظریه جرم موثر را تایید می‌کند و نشان می‌دهد که افزایش در فعالیت عضلات درشت نئی قدامی و دوسررانی، با افزایش در زاویه دورسی فلکشن و زاویه فلکشن زانو همراه بوده و باعث کاهش جرم موثر و در نهایت، کاهش بارهای وارد بر اندام تحتانی شده است.

در مرحله جذب دویدن، نتایج مطالعه حاضر نشان داد که پس از خستگی، فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و دو سررانی کاهش پیدا می‌کند. در این مرحله، گروه عضلات چهارسر رانی برای حفظ حرکات مفصل ران و زانو، به صورت برون‌گرا فعالیت می‌کنند، در حالی که انقباض و عمل عضلات همسترینگ، به صورت درون‌گرا است (آبه و دیگران، ۲۰۰۷). طی این مرحله، هر دو گروه عضلانی فعالیت زیادی را از خود به نمایش می‌گذارند، در نتیجه، هر دو گروه عضلانی با انقباض همزمان خود باعث ایجاد پایداری در مفصل می‌شوند. کاهش در فعالیت عضله دو سررانی پس از خستگی، باعث غالب شدن فعالیت عضله چهارسر رانی (پهن خارجی) می‌شود، وضعیتی که به آن استراتژی غالب چهارسر گفته می‌شود (کلیس و دیگران، ۲۰۰۹). غالب بودن

1. Hirotsuke
2. Eversion
3. Dierks

4. Supination
5. Lee & Piazza

نشان داده شد که تغییر در زمان بندی حرکات مفاصل حین دویدن، یکی از مکانیزم‌های آسیب مفصل زانو به حساب می‌آید. با وجود چنین تغییراتی در زمان بندی فعالیت عضلات، به نظر می‌رسد که سیستم عصبی انسان با تغییر در زمان بندی فعالیت عضلات زمان بندی حرکت مفاصل را ثابت نگه می‌دارد، تا خطر ابتلا به آسیب کاهش یابد (عنبریان و دیگران، ۲۰۱۵). با وجود حفظ زمان بندی مفاصل در شرایط پس از خستگی (دایرکز و دیگران، ۲۰۱۰)، نشان داده شده است که خستگی سبب تغییر در زوایای حرکتی و مکانیک مفاصل می‌شود (گرلاچ و دیگران، ۲۰۰۵؛ دریک، ۲۰۰۴؛ کیم و دیگران، ۱۹۹۴؛ کریستینا و دیگران، ۲۰۰۱؛ میزراهی و دیگران، ۲۰۰۰). با توجه به نتایجی که به دست آوردیم، به نظر می‌رسد خستگی با تغییر دادن سیستم حرکتی که متعاقب بروز تغییراتی در نحوه فعالیت عضلات ایجاد می‌شود، می‌تواند باعث ایجاد تحولاتی در مکانیک حرکت و مفاصل حین دویدن شود. بنابراین، شاید این تفاوت در فعالیت عضلات که در شرایط پس از خستگی مشاهده شد، یکی از مکانیزم‌های زیرلایه‌ای ایجاد تغییرات در مکانیک مفاصل باشد. با وجود این تغییرات مکانیکی در دویدن، نشان داده شده است که پس از ایجاد این تغییرات، سیستم اسکلتی-عضلانی بدن توانایی خود در جذب مناسب شوک را از دست داده و خستگی باعث افزایش خطر ابتلا به آسیب‌های ناشی از پرکاری می‌شود (میزراهی و دیگران، ۲۰۰۴).

از جمله محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به عدم بررسی زمان شروع و پایان^۲ فعالیت عضلات مورد بررسی و اثر خستگی بر آن‌ها اشاره کرد که بهره بردن از آن بهتر بتواند هماهنگی بین عضلات را بیان کند. این تحقیق می‌توانست تلاش‌های دویدن را با پوشش کفش انجام دهد، ولی افراد در شرایط پاره‌نه آزمون‌ها را انجام دادند. دلیلی که برای این امر وجود داشت این بود که شاید پوشیدن کفش توجه عوامل خطرزای مد نظر این تحقیق را به عوامل خارجی معطوف می‌کرد. با این حال، از آنجایی که دوندگان با کفش‌های ورزشی تمرین می‌کنند، دویدن در شرایط پوشش کفش باید حیطه دیگری در تحقیقات آتی باشد تا تعیین شود که آیا پوشیدن کفش روی خطر عوامل مورد بررسی در این پژوهش اثر دارد یا خیر؟

در مطالعه حاضر، پس از خستگی در مرحله جذب، هم‌انقباضی عضلات پهن خارجی و دو سر رانی، پهن خارجی و دوقلوی خارجی، درشت نئی قدامی و دوقلوی داخلی؛ کاهش پیدا کرد. عضلات در بارگیری استخوان‌ها نقش مهم و حمایتی بازی می‌کنند، به ویژه هنگام خم شدن استخوان‌ها. نقشی که هم‌انقباضی عضلات مخالف در فراهم کردن این نقش حمایتی کمک می‌کنند، عبارت است از: (۱) کم کردن نیروهای کششی وارد بر استخوان، (۲) پایدار کردن ساق در مرحله تماس پاشنه هنگامی که بارگیری شروع می‌شود، و (۳) عمل کردن به عنوان جاذب‌های موثر در کاهش دادن نیروهای تماسی وارد بر ساق در لحظه تماس پاشنه (میزراهی و دیگران، ۲۰۰۰). هنگامی که تعادل مورد نیاز در هم‌انقباضی عضلات دچار نقص شود و فعالیت عضلاتی که از روی سطح استخوان در معرض کشش عبور می‌کنند، کم تر از عضلات سمت مخالف گردد؛ ظرفیت و قابلیت حمایت کنندگی عضلات، کاهش خواهد یافت. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که در مرحله تماس پاشنه پس از خستگی، هم‌انقباضی عضلات پهن خارجی و دو سر رانی، پهن خارجی و دوقلوی خارجی، درشت نئی قدامی و دوقلوی داخلی؛ کاهش می‌یابد. این یافته‌ها می‌توانند به معنی ضعف سیستم عصبی بدن در ایجاد حمایت لازم در برابر بارهای وارده بر بدن باشد و منعکس کننده بخشی از نقص‌های حرکتی حاصل از خستگی در مکانیک مفاصل حین دویدن در نظر گرفته شود.

علاوه بر موارد فوق، نتایج ما نشان داد که خستگی ناشی از دویدن، مدت زمان رسیدن به حداکثر فعالیت عضلات دوسر رانی، دوقلوی خارجی و دوقلوی داخلی را تغییر می‌دهد. متأسفانه با مروری بر پیشینه تحقیق، مطالعه‌ای یافت نشد تا به اثر خستگی روی زمان بندی فعالیت عضلات پرداخته باشد؛ بنابراین تفسیر و مقایسه این نتایج، با یافته‌های دیگر مطالعات و جمع بندی، به سادگی امکان پذیر نیست. با این حال، دایرکز و دیگران (۲۰۱۰) طی مطالعه‌ای نشان دادند که خستگی اثری بر زمان بندی مفاصل ندارد و پس از خستگی، زمان رسیدن به حداکثر زوایای مفاصل تغییری نمی‌کند. به نظر می‌رسد که سیستم عصبی بدن انسان، زمان بندی فعالیت عضلات را تغییر می‌دهد، تا زمان بندی حرکات مفاصل را ثابت نگه دارد. در تحقیق همیل^۱ و دیگران (۱۹۹۲)

1. Hamill

2. Onset & Offset

اثرات ناشی از خستگی روی مکانیک دویدن و بروز آسیب های ناشی از دویدن، به زمان بندی حداکثر فعالیت عضلات همراه با زمان بندی مفاصل توجه شود تا مشخص گردد که آیا این تغییرات سازشی هستند و یا برای جبران مکانیک بهینه از بین رفته پس از خستگی، ایجاد شده اند.

قدردانی 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. همچنین از معاونت محترم پژوهش و فناوری دانشگاه علوم پزشکی همدان و آقای امین قویمی، کمال تشکر را داریم.

نتیجه گیری: با توجه به نتایج این مطالعه، خستگی باعث تغییراتی در فعالیت عضلات شد. در مرحله جذب، فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و دوسرانی پس از خستگی کاهش پیدا کردند. در مرحله تولید، فعالیت عضله درشت نئی قدامی کاهش و دوقلوی داخلی افزایش پیدا کرد. در مرحله پیش فعال سازی، پس از خستگی فعالیت عضلات دوسرانی و درشت نئی قدامی، افزایش پیدا کرد. این تغییرات می تواند باعث ایجاد سازوکار کاهش جرم موثر شود. پس از خستگی، هم انقباضی بین عضلات کاهش پیدا کرد. به نظر می رسد که نتایج این مطالعه نشان دهنده این است که سیستم عصبی برای حفظ زمان بندی حرکات مفاصل، با تغییر زمان بندی فعالیت عضلات سعی دارد تا خطر ابتلا به آسیب در زانو را کاهش دهد. بنابراین، پیشنهاد می شود که در بررسی

منابع

- Abe, D., Muraki, S., Yanagawa, K., Fukuoka, Y., & Niihata S. (2007). Changes in EMG characteristics and metabolic energy cost during 90-min prolonged running. *Gait & Posture*, 26, 607-610.
- Anbarian, M., Hajiloo, B., Sepehrian, M., Sadeghi, S., & Esmaeili, H. (2015). The effect of quadriceps fatigue onco-activation of knee muscles during walking. *Jundishapur Scientific Medical Journal*, 14(3), 309-321. [Persian]
- Azevedo, L.B., Lambert, M.I., Vaughan, C.L., O'Connor, C.M., & Schwellnus, MP. (2009). Biomechanical variables associated with Achilles tendinopathy in runners. *British Journal of Sports Medicine*, 43, 288-92.
- Bertani, A., Cappello, A., Benedetti, M.G, Simoncini, L., & Catani, F. (1999). Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. *Clinical Biomechanics*, 14, 484-93.
- Christina, K.A., White, S.C., & Gilchrist, L.A. (2001). Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Human Movement Science*, 20, 257-276.
- Derrick, T.R. (2004). The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 832-837.
- Derrick, T.R., Dereu, D., & Mclean, S.P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34, 998-1002.
- Dierks, T.A., Davis, I.S., & Hamill, J. (2010). The effects of running in an exerted state on lower extremity kinematics and joint timing. *Journal of Biomechanics*, 43, 2993-2998.

- Dutto, D.J., & Smith, G.A. (2002). Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, **34**, 1324–1331.
- Enoka, R.M., & Stuart, D.G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, **72**, 1631-1648.
- Gandevia, S.C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews*, **81**, 1725-1789.
- Gerlach, K.E., White S.C., Burton, H.W., Dorn, J.M., Leddy, J.J., & Horvath, P.J. (2005). Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, **37**, 657-663.
- Gollhofer, A., & Kyrolainenm, H. (1991). Neuromuscular control of the human leg extensor muscles in jump exercises under various stretch-load conditions. *International Journal of Sports Medicine*, **12**, 34–40.
- Hamill, J., Bates, B.T. & Holt, K.G. (1992). Timing of lower extremity joint actions during treadmill running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, **24**, 807-13.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for sEMG sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **10**, 361–374.
- Hirosuke, K., Michiyoshi, A., Yuta, S., & Kazuhito, S. (2013). Effects of Fatigue on Leg Kinetics during All-out 600 m Running. *International Journal of Sport Health & Science*, **11**, 54-61.
- Hoffman, B.W., Oya, T., Carroll, T. J., & Cresswell, A.G. (2009). Increases in corticospinal responsiveness during a sustained submaximal plantar flexion. *Journal of Applied Physiology*, **107**, 112-120.
- Hohmann, E., Wortler, K., & Imhoff, A.B. (2004). MR imaging of the hip and knee before and after marathon running. *American Journal of Sports Medicine*, **32**, 55–59.
- Horsak, B., Heller, M., & Baca, A. (2015). Muscle co-contraction around the knee when walking with unstable shoes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **25**, 175-181.
- Kellis, E., & Kouvelioti, V. (2009). Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **19**, 55-64. 32.
- Kim, W., Voloshin, A.S., & Johnson, S.H. (1994). Modeling of heel strike transients during running. *Human Movement Science*, **13**(2), 221-244.
- Koblbauer, I.F., van Schooten, K.S., Verhagen, E.A., & van Dieën, J.H. (2014). Kinematic changes during running-induced fatigue and relations with core endurance in novice runners. *Journal of Science and Medicine in Sport*, **17**, 419-24.
- Komi, P.V. (2000). Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics*, **33**, 1197–1206.
- Kyrolainenm H, Belli, A., & Komi, P.V. (2001). Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, **33**, 1330–7.

- Lee, S.S., & Piazza, S.J. (2008). Inversion-eversion moment arms of gastrocnemius and tibialis anterior measured in vivo. *Journal of Biomechanics*, **41**, 3366-70.
- Lohman, E.B.3rd, Balan Sackiriyas, K.S., & Swen, R.W. (2011). A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Physical Therapy in Sport*, **12**, 151-163.
- Milgrom, C., Radeva-Petrova, D.R., Finestone, A., Nyska, M., Mendelson, S., Benjuya, N., Simkin, A., & Burr, D. (2007). The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. *Journal of Biomechanics*, **40**, 845-850.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., & Isakov, E. (2001). Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical Biomechanics*, **16**, 207-212.
- Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E., & Daily, D. (2000). Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Human Movement Science*, **19**, 139-151.
- Prilutsky, B.I. (2000). Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. *Motor Control*, **4**, 1-44.
- Radin, E.L. (1986). Role of muscles in protecting athletes from injury. *Acta Medicine Scandinavian*, (Suppl. 711), 143-147.
- Warden, S.J., Burr, D.B., & Brukner, P.D. (2006). Stress fracture: pathophysiology, epidemiology, and risk factors. *Current Osteoporosis Reports*, **4**, 103-109.
- Willems, T., Witvrouw, E., Delbaere, K., De Cock A., & De Clercq, D. (2005). Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. *Gait & Posture*, **21**, 379-87.
- Willson, J.D., & Kernozek, T.W. (1999). Plantar loading and cadence alterations with fatigue. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, **31**, 1828-1833.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

Abstract

The effects of running-induced fatigue on some of lower limb muscles activity during stance phase

Hamed Esmaeili¹, Mehrdad Anbarian^{2*}

1. PhD candidate in Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran

2. Associate Professor, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran

Background and Aim: Running-induced fatigue is associated with alterations in running mechanics. Mechanisms of these alterations are not well known. The aim of this study was to determine the effects of running-induced fatigue on some of lower limb muscles activity during stance phase of running. **Materials and Methods:** Twenty male runners participated in this study. Subjects along a 14m runway ran 6 times before and after the fatigue protocol. Surface electromyographic activity of Tibialis anterior (Ta), Medial gastrocnemius (Mg), Lateral gastrocnemius (Lg), Soleus (Sol), Vastus lateralis (VI) and Biceps femoris (Bf) was recorded before and after the fatigue protocol. Percentage of muscular activity, co-contraction index and time to peak muscle activity was calculated during stance phase of running. Data was analyzed using paired t-test at significant level of $p < 0.05$. **Results:** The results of this study showed that in absorption phase, Mg ($p=0.02$) and Bf ($p=0.02$) activity, and VI-Bf ($p=0.02$), VI-Lg ($p=0.001$) and Ta-Mg ($p=0.01$) co-contraction index decreased after fatigue. In propulsion phase, after fatigue, Ta ($p=0.001$) activity decreased while activity of Mg muscle ($p=0.01$) was increased. In this phase Ta-Mg ($p=0.0001$) and Ta-Sol ($p=0.005$) co-contraction index decreased after fatigue. In pre-activation phase, fatigue increased Ta ($p=0.01$) and Bf ($p=0.0001$) activity. Also, fatigue increased time to peak activity of Bf, Gm and Gl muscles ($p=0.001$). **Conclusion:** Fatigue can make alterations in running muscular mechanism indicating neural system attempt to reduce injury risk during fatigue. Therefore, in order to prevent running related injuries, we recommend considering percentage of muscular activity timing in novice runners.

Keywords: Running, Fatigue, Electromyography, Lower limb muscles.

Journal of Practical Studies of Biosciences in Sport, vol. 4, no. 7, Spring & Summer 2016

Received: Oct 5, 2015

Accepted: Jan 10, 2016

*Corresponding Author, Address: Sport Biomechanics Department, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran; Email: anbarian@basu.ac.ir