

طب ورزشی - بهار و تابستان ۱۳۹۳  
دوره ۶، شماره ۱ - صص: ۷۳-۸۸  
تاریخ دریافت: ۹۱/۰۵/۲۲  
تاریخ پذیرش: ۹۱/۱۲/۰۵

## اثر خستگی موضعی عضلات چهارسر رانی بر فعالیت الکترومایوگرافی برخی عضلات اطراف زانو در مرحله استانس راه رفتن

۱. بهروز حاجیلو - ۲. مهرداد عنبریان<sup>۱</sup> - ۳. حامد اسماعیلی - ۴. سارا صادقی  
۴۱. کارشناس ارشد دانشگاه بوعلی سینا همدان، ۲. دانشیار دانشگاه بوعلی سینا همدان، ۳. دانشجوی دکتری دانشگاه بوعلی سینا همدان

### چکیده

هدف این پژوهش، تعیین تأثیر خستگی موضعی عضلات چهارسر ران بر پارامترهای الکترومایوگرافی مرحله استانس راه رفتن بود. به این منظور ۱۲ مرد فعال (سن  $27 \pm 24/5$  سال، وزن  $61 \pm 75/8$  کیلوگرم، قد  $178 \pm 6/46$  سانتی‌متر) انتخاب شدند. برای ایجاد خستگی عضلات چهارسر ران از دستگاه Leg extension با بار ۵۰ درصد یک تکرار بیشینه استفاده شد. فعالیت الکترومایوگرافی سطحی عضلات راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، دوسررانی، نیم وتری، دوقلوی داخلی و درشت نیی قدامی هنگام راه رفتن قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی ثبت شد. از روش آماری t همبسته برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. نتایج نشان داد بعد از خستگی موضعی، فعالیت عضلات مورد بررسی در مرحله استانس راه رفتن کاهش یافته است. از این تحقیق می‌توان نتیجه گرفت که خستگی عضلات چهارسر ران با کاهش فعالیت دیگر عضلات و به‌ویژه همسترینگ همراه است که ممکن است سبب کاهش ثبات مفصل زانو در مرحله استانس راه رفتن و در نتیجه احتمال آسیب‌دیدگی مفصل زانو شود.

### واژه‌های کلیدی

چهارسر ران، خستگی، راه رفتن، الکترومایوگرافی، استانس.

## مقدمه

راه رفتن به عنوان مهارت پایه‌ای بیشترین بخش فعالیت حرکتی روزمره انسان را به خود اختصاص داده است (۲۸، ۲۷). عوامل متعددی همچون بیماری‌های عصبی - عضلانی، ضایعات مغزی - نخاعی، آسیب‌دیدگی رباطی - مفصلی و خستگی بر بیومکانیک راه رفتن اثر می‌گذارند و در نتیجه الگوی فعالیت عضلانی و مصرف انرژی را تغییر می‌دهند (۲۰، ۲۳، ۳۰).

خستگی را ناتوانی در استمرار تولید نیروی لازم، برای انجام دادن فعالیت فیزیکی تعریف می‌کنند (۲۰، ۵). خستگی سبب کاهش قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال‌سازی همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست، و در نهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی عضلانی می‌شود (۲۰، ۱۷، ۳، ۲). عوامل مؤثر بر بروز خستگی در دو دسته کلی، شامل عوامل مرکزی مانند خستگی ناشی از اختلال در سیستم عصبی - عضلانی و عوامل محیطی مانند خستگی در اثر اختلال‌های انقباض عضلانی جای می‌گیرند (۲۰). خستگی عضلات اطراف یک مفصل که با عنوان خستگی موضعی شناخته شده است، قادر به تغییر الگوی حرکت، اثر برهم‌انقباضی عضلات مفصل و تغییر در حس وضعیت مفصل است که افزایش احتمال آسیب‌دیدگی مفصل را به همراه خواهد داشت (۲۰، ۱۴، ۵).

گروه عضلات چهارسر ران به عنوان بازکننده اصلی مفصل زانو، از جمله عضلاتی هستند که در فعالیت‌های حرکتی و اجرای مهارت‌های ورزشی شرکت دارند (۱۳، ۳، ۱). در مرحله تماس پاشنه<sup>۱</sup> چرخه راه رفتن، عضلات چهارسر ران با انقباض اکسنتریکی خود سبب کنترل فلکشن زانو، پایین کشیدن مرکز جرم بدن و جذب نیروهای تماسی و در نتیجه پیشگیری از آسیب‌دیدگی مفاصل اندام تحتانی می‌شوند (۲۹، ۲۸، ۲۷، ۱۴). عضلات چهارسر ران در تولید توان اندام تحتانی برای پیشروی و انتقال بدن نیز نقش مهمی دارند. بنابراین خستگی این گروه عضلانی در اثر فعالیت‌های مکرر روزانه یا فعالیت‌های ورزشی مختلف، ممکن است بر متغیرهای راه رفتن مؤثر باشد (۲۱، ۱۴، ۳). برخی تحقیقات اثر خستگی موضعی عضلانی بر پارامترهای بیومکانیکی راه رفتن را بررسی کرده‌اند. بیشتر این مطالعات، بر متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی راه رفتن تمرکز داشته‌اند (۳۰، ۲۳، ۲۱، ۱۵، ۱۴، ۱). تحقیقات روی متغیرهای کینتیکی<sup>۲</sup>، بیشتر شبکه‌های گشتاوری

1. Heel contact

2. Kinetics

ایجاد شده پس از خستگی موضعی عضلات چهارسر ران را بررسی کرده‌اند (۲۳، ۲۱، ۱۴). در حالی که در تحقیقات روی متغیرهای کینماتیکی<sup>۱</sup>، متغیرهایی مانند سرعت راه رفتن و دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی پس از اعمال خستگی موضعی عضلانی بررسی شده است (۳۰، ۲۳، ۲۱، ۱۵، ۱۴). برای مثال، هاتفیلد<sup>۲</sup> (۲۰۰۹) گزارش کرد که پس از اعمال خستگی عضلات چهارسر ران، گشتاور تولیدی در مفاصل ران و مچ برای جبران کاهش گشتاور اکستنسیوری مفصل زانو افزایش می‌یابد. آنها در بررسی متغیرهای کینماتیکی بیان کردند که سرعت راه رفتن پس از خستگی عضلات چهارسر ران تغییر نمی‌کند، اما فلکشن زانو کاهش یافته و دورسی فلکشن مچ پا در مرحله تماس پاشنه با زمین افزایش می‌یابد (۱۴). در مقابل، پارجات<sup>۳</sup> (۲۰۰۸) بیان داشت که سرعت تماس پاشنه پس از خستگی عضلات چهارسر ران افزایش یافته و زاویه فلکشن زانو نیز در مرحله تماس پاشنه در راه رفتن افزایش می‌یابد (۲۱). با توجه به نقش عضلات در کنترل و تنظیم تعادل بدن متعاقب جابه‌جایی و نوسانات مرکز جرم بدن حین راه رفتن از یک سو و بحث‌انگیز و متناقض بودن کارهای انجام گرفته مرتبط با اثر خستگی موضعی عضلانی بر پارامترهای راه رفتن از سوی دیگر، بررسی‌های دقیق‌تر عملکرد عضلانی پس از خستگی موضعی را ضرورت می‌بخشد. این پژوهش برای تعیین اثر خستگی موضعی عضلات چهارسر ران بر سطح فعالیت سایر عضلات اطراف زانو طی راه رفتن صورت گرفت که با تکیه بر الگوی فعالیت عضلانی سعی در بررسی پارامترهای الکترومایوگرافی راه رفتن پس از اعمال خستگی موضعی عضلات چهارسر ران دارد.

### روش تحقیق

۱۲ مرد فعال (سن  $24/5 \pm 2/27$  سال، وزن  $75/8 \pm 4/61$  کیلوگرم، قد  $178/6 \pm 6/46$  سانتی‌متر) که دست کم هفته‌ای سه جلسه فعالیت ورزشی داشتند، از میان دانشجویان دانشگاه بوعلی سینا به‌طور تصادفی انتخاب شدند. آزمودنی‌ها پس از اطلاع از روند پژوهش، داوطلبانه و با کسب موافقتنامه آگاهانه وارد مطالعه شدند. آزمودنی‌ها سالم و فاقد هرگونه ناهنجاری با آسیب‌های اسکلتی - عضلانی در اندام تحتانی، یا بیماری دست کم یک سال پیش از تحقیق بودند (۸). برای جمع‌آوری فعالیت الکتریکی عضلات، الکترودهای سطحی روی عضلات راست

1. Kinematics
2. Hatfield
3. Parijat

رانی (۵۰ درصد فاصله بین خار خار فوqانی و کشکک زانو)، پهن خارجی (۵۰ درصد فاصله بین تروکانتر بزرگ ران و اپی کندیل خارجی ران)، پهن داخلی (۲۰ درصد پایینی فاصله بین خار خار فوqانی و فضای داخلی مفصل زانو)، دوسر رانی (در حد فاصل خطی که وسط چین گلوئئال را به زانو وصل می‌کند)، نیم وتری (سطح خلفی داخلی ران)، دوقلوی داخلی (برجستگی داخلی عضله) و عضله درشت نیی (یک‌سوم فوqانی فاصله بین سر فوqانی استخوان نازک نی و قوزک داخلی مچ پا) مطابق پروتکل اروپایی SENIAM<sup>۱</sup> نصب شد (۲۶، ۱۴). فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲ سانتی‌متر بود و الکتروود زمین روی استخوان درشت نی نصب شد (۲۶).

پیش از ثبت فعالیت الکترومیوگرافی حین راه رفتن، برای تشخیص زیر مراحل استانس، دو عدد حسگر حساس به نیرو (فوت سوئیچ) در زیر مفصل بین انگشتی - شست پا و در ناحیه خارجی خلفی ترین بخش استخوان پاشنه نصب شد (۲۶). هدف از به‌کار بردن فوت سوئیچ‌ها، مشخص کردن لحظه تماس پاشنه با زمین<sup>۲</sup>، تماس انگشت شست پا با زمین<sup>۳</sup>، بلند شدن پاشنه از سطح زمین<sup>۴</sup> و بلند شدن شست از روی زمین<sup>۵</sup> بود. در تحلیل مراحل مختلف راه رفتن از لحظه تماس پاشنه با زمین تا لحظه تماس انگشتان با زمین به‌عنوان مرحله تماس<sup>۶</sup>، مدت زمان بین تماس انگشتان با زمین تا بلند شدن پاشنه از زمین به عنوان مرحله میداستانس<sup>۷</sup> و مدت مدت زمان بین بلند شدن پاشنه از زمین تا جدا شدن انگشتان از زمین به‌عنوان مرحله پیشروی<sup>۸</sup> در نظر گرفته می‌شود (۲۶، ۱۹، ۱۸).

پس از نصب الکترودها و حسگرهای فوت سوئیچ، از آزمودنی خواسته شد با سرعت راه رفتن طبیعی خود، مسیر مستقیم ۱۵ متری را طی کند. هر آزمودنی شش بار این مسیر را طی کرد و از بین آنها، سه آزمایش از بهترین سیگنال‌های گرفته‌شده برای هر آزمودنی مشخص و برای محاسبات استفاده شد (۲۶، ۲۱، ۱۴). با توجه به کیفیت سیگنال‌های فوت سوئیچ، گام هفتم یا هشتم برای تجزیه و تحلیل مراحل مختلف فاز استانس انتخاب شد (۲۷، ۲۶، ۱۶، ۱۴). فعالیت عضلانی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی شانزده کاناله ME6000 (ساخت

1. European recommendations for surface electromyography
2. Heel contact
3. Foot flat
4. Heel off
5. Toe off
6. Contact
7. Midstance
8. Propulsion

فنلاند) با فرکانس نمونه‌برداری 2000Hz با پهنای باند 8-500Hz/3 dB ثبت شد. برای نرمال‌سازی داده‌های سیگنال‌های خام الکترومیوگرافی، انقباض‌های ۵ ثانیه‌ای MVIC هر عضله با استفاده از یک فیلتر میان‌گذر ۸ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر شدند. سپس<sup>۱</sup> RMS داده‌های فیلتر شده، گرفته شد. ۱ ثانیه از هر داده (بالاترین فلات منحنی) جداسازی شد و داده‌های آن استخراج شد. با تقسیم مقدار فعالیت به‌دست‌آمده برای هر عضله بر مقدار MVIC و ضرب عدد به‌دست‌آمده در ۱۰۰، درصد فعالیت هر عضله به‌دست آمد. برای محاسبهٔ میانهٔ فرکانس سیگنال الکترومیوگرافی عضلات چهارسر ران، سیگنال ۵ ثانیه‌ای MVIC در زاویه ۹۰ درجهٔ فلکشن زانو قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی گرفته شد، ۲ ثانیه از این سیگنال برای معین کردن میانهٔ فرکانس<sup>۲</sup> سیگنال انتخاب، و با استفاده از روش Fast Foriour Transfrom به‌وسیلهٔ نرم‌افزار Mega win محاسبه شد (۱۴، ۶، ۴).

در این تحقیق برای ایجاد خستگی عضلات چهارسر ران از دستگاه Leg extension استفاده شد. برای انجام دادن پروتکل خستگی، هر آزمودنی حرکت اکستنشن کامل زانو را از وضعیت فلکشن ۹۰ درجه زانو با دستگاه Leg extension و وزنه‌ای برابر با ۵۰ درصد یک تکرار بیشینه<sup>۳</sup> (1RM) و تا حد واماندگی و خستگی به‌شکلی که قادر به اجرای حرکت اکستنشن کامل زانو نباشد ادامه می‌داد (۲۲، ۱۷، ۱۰، ۹، ۶). هر آزمودنی چهار بار (ست) این فعالیت را انجام می‌داد. در بین هر ست، آزمودنی سه دقیقه استراحت می‌کرد (۲۵، ۲۴). برای کنترل زاویهٔ ۹۰ درجه فلکشن زانو تا اکستنشن کامل زانو، از الکتروگونیا متر بیومتریکس<sup>۴</sup> مدل SG150 ساخت انگلستان استفاده شد (۲۲، ۷). تغییرات زاویه‌ای حرکت، به‌صورت فیدبک روی یک مانیتور به آزمودنی نمایش داده می‌شد. بعد از اتمام پروتکل خستگی، دوباره آزمودنی در مسیر ۱۵ متری راه رفتن قرار می‌گرفت و اطلاعات الکترومیوگرافی جمع‌آوری می‌شد. بعد از پایان آزمایش‌ها، از آزمودنی‌ها خواسته شد که ریکاوری انجام دهند تا از کوفتگی تأخیری عضلانی جلوگیری شود (۱۴).

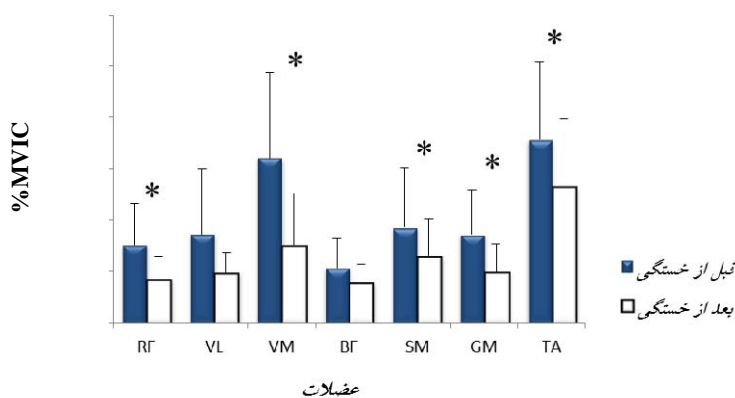
به‌منظور بررسی اثر خستگی عضلات چهارسر ران بر پارامترهای الکترومیوگرافی راه رفتن، آزمودنی‌ها پس از اجرای پروتکل خستگی مانند روش توضیح‌داده‌شده قبل از خستگی، آزمایش‌ها را انجام دادند. پس از اطمینان از نرمال بودن توزیع داده‌ها، با آزمون کولموگروف - اسمیرنوف (آزمون K-S) روش آماری تی همبسته برای

1. Root Mean Square
2. Median frequency
3. One repeated maximum
4. Biometrics

تشخیص تفاوت‌های ایجادشده قبل و پس از اعمال خستگی موضعی به کار برده شد.

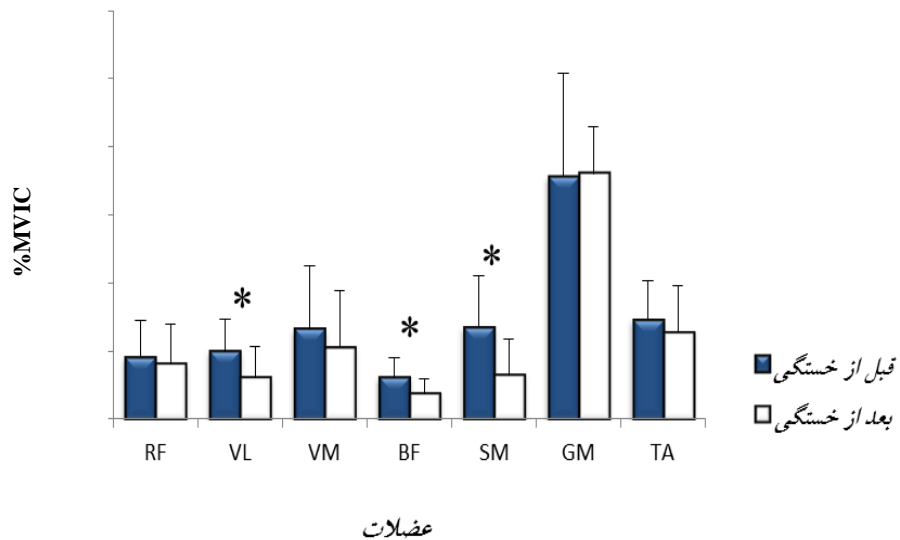
### نتایج و یافته‌های تحقیق

شکل ۱، فعالیت الکتریکی عضلات مورد بررسی را قبل و بعد از خستگی موضعی عضلات چهارسر ران در مرحله تماس راه رفتن نشان می‌دهد. همان‌طورکه مشاهده می‌شود، عضلات راست رانی ( $P = 0/017$ )، پهن داخلی ( $P = 0/000$ )، نیم وتری ( $P = 0/45$ )، دوقلوی داخلی ( $P = 0/015$ ) و درشت نیی قدامی ( $P = 0/003$ ) بعد از خستگی کاهش معناداری در فعالیت خود داشته‌اند.



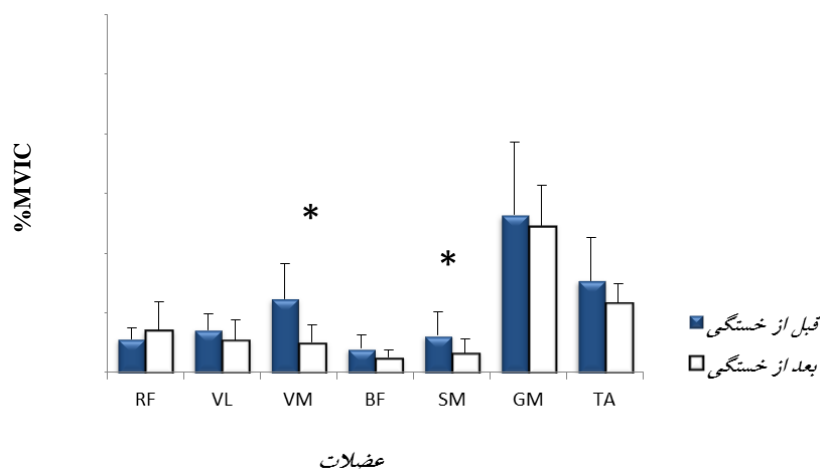
شکل ۱. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات، قبل و بعد از خستگی در مرحله تماس راه رفتن اختصارات: RF: راست رانی، VL= پهن خارجی، VM= پهن داخلی، BF= دوسر رانی، SM= نیم وتری، GM= دوقلوی داخلی، TA= درشت نیی قدامی.

شکل ۲ فعالیت عضلات مورد بررسی را قبل و بعد از خستگی موضعی عضلات چهارسر ران در مرحله میداستانس راه رفتن نشان می‌دهد. همان‌طورکه مشاهده می‌شود، عضله پهن خارجی ( $P = 0/049$ )، دوسر رانی ( $P = 0/010$ ) و نیم‌وتری ( $P = 0/024$ ) بعد از خستگی، کاهش معناداری در فعالیت خود داشته‌اند.



شکل ۲- مقایسه میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات، قبل و بعد از خستگی در مرحله میداستانس راه رفتن اختصارات: RF= راست رانی، VL= پهن خارجی، VM= پهن داخلی، BF= دوسر رانی، SM= نیم وتری، GM= دوقلوی داخلی، TA= درشت نیی قدامی.

شکل ۳ فعالیت عضلات مورد بررسی را قبل و بعد از خستگی موضعی عضلات چهارسر ران در مرحله پیشروی یا پروپالژن راه رفتن نشان می‌دهد. نتایج نشان داد که عضلات پهن خارجی ( $P = 0/002$ ) و نیم وتری ( $P = 0/049$ ) بعد از خستگی کاهش معناداری در فعالیت خود داشتند. همچنین عضله دوسر رانی کاهش فعالیت داشت، اما از لحاظ آماری معنادار نبود ( $P = 0/051$ ).



شکل ۳ - مقایسه میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات، قبل و بعد از خستگی در مرحله پیشروی راه رفتن اختصارات: RF= راست رانی، VL= پهن خارجی، VM= پهن داخلی، BF= دوسر رانی، SM= نیم‌وتری، GM= دوقلوی داخلی، TA= درشت نیی قدامی.

جدول ۱ میانۀ فرکانس عضلات چهارسر ران را قبل و بعد از خستگی نشان می‌دهد. میانۀ فرکانس برای ۲ ثانیه از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک تلاش برای اجرای حرکت اکستنشن زانو از اویۀ ۹۰ درجه فلکشن زانو، قبل و بلافاصله پس از پروتکل خستگی به‌دست آمده است. نتایج نشان داد که میانۀ فرکانس عضلات راست رانی ( $P = ۰/۰۰۰$ )، پهن خارجی ( $P = ۰/۰۰۰$ ) و پهن داخلی ( $P = ۰/۰۰۳$ ) بعد از خستگی موضعی، کاهش معناداری پیدا کرده‌اند. برای ارائه درصد کاهش مقادیر میانۀ فرکانس از فرمول ۱ استفاده شد (۱۴):

فرمول ۱:

$$\text{درصد کاهش} = \left[ \frac{\text{فرکانس میانۀ ابتدایی} - \text{فرکانس میانۀ انتهایی}}{\text{فرکانس میانۀ انتهایی}} \right] \times ۱۰۰$$

۱. فرکانس میانۀ ابتدایی (IMF)، سیگنال الکترومایوگرافی عضلات چهارسر رانی در مدت زمان ۵ ثانیه قبل از پروتکل خستگی در حالت ایزومتریکی گرفته شد و ۲ ثانیه از این سیگنال انتخاب و با استفاده از نرم‌افزار سیستم الکترومایوگرافی میانۀ فرکانس از محاسبه شد.
۲. فرکانس میانۀ انتهایی (FMF): سیگنال الکترومایوگرافی عضلات چهارسر رانی در مدت زمان ۵ ثانیه بعد از پروتکل خستگی در حالت ایزومتریکی گرفته شد و ۲ ثانیه از این سیگنال انتخاب و با استفاده از نرم‌افزار سیستم الکترومایوگرافی میانۀ فرکانس آن محاسبه شد.



همان‌طور که مشاهده می‌شود، عضله راست رانی بعد از خستگی موضعی با ۲۶/۰۳ درصد کاهش، بیشترین کاهش را داشته است. درحالی‌که عضله پهن خارجی با ۱۹/۹۴ درصد و عضله پهن داخلی با ۱۱/۷ درصد کاهش در مقادیر میانه فرکانس خود در مراتب بعدی قرار گرفته‌اند.

جدول ۱. میانه فرکانس عضلات چهارسر ران، قبل و بلافاصله پس از پروتکل خستگی

درصد کاهش	میانه فرکانس (Hz)		عضلات
	قبل از خستگی	پس از خستگی	
۲۶/۰۳	۹۴/۴ ± ۳/۱	۷۴/۹ ± ۳/۴	راست رانی
۱۹/۹۴	۸۳ ± ۸/۳	۶۹/۲ ± ۳/۵	پهن خارجی
۱۱/۷	۷۹/۹ ± ۳/۴	۷۱/۵ ± ۳/۹	پهن داخلی

### بحث و نتیجه‌گیری

تولید گشتاور مناسب توسط عضلات چهارسر ران در مرحله تماس پاشنه با زمین حین راه رفتن اهمیت بسیاری دارد (۲۹، ۲۸، ۱۹، ۱۴). در مرحله تماس و ابتدای مرحله میداستانس، عضلات چهارسر ران به‌صورت اکسنتریک منقبض می‌شوند تا پایین آمدن مرکز جرم بدن را کنترل کنند و در عین حال بارهای تماسی وارد را کاهش دهند (۲۹، ۲۸، ۲۷). بنابراین کاهش توانایی انقباض اکسنتریک، به تغییرات کینماتیکی و کینتیکی در مرحله تماس پاشنه با زمین منجر می‌شود و در نتیجه جذب شوک در مفصل زانو کاهش می‌یابد (۲۱، ۱۴). در این راستا، خستگی یکی از عواملی است که ممکن است سبب کاهش در فعالیت عضلات چهارسر ران سبب کاهش گشتاور اکستنسوری مفصل زانو و در نتیجه، موجب تغییرات بیومکانیکی در حین راه رفتن می‌شود (۲۱، ۱۴). این کاهش گشتاوری سبب می‌شود که گروه‌های عضلانی دیگر با سازوکار جبرانی از سقوط اندام جلوگیری کنند (۲۱، ۱۹، ۱۴).

این تحقیق در پی آن بود تا شدت فعالیت عضلات اندام تحتانی به‌ویژه عضلات اطراف زانو را پس از کاهش فعالیت عضلات چهارسر ران حین راه رفتن بررسی کند. یافته‌های این تحقیق نشان داد که پس از خستگی

#### 1. Collapse

موضعی چهارسر ران، فعالیت عضلات راست نی و پهن داخلی در مرحله تماس راه رفتن کاهش معناداری پیدا کردند (نمودار ۱). کاهش فعالیت عضلات چهارسر ران دور از انتظار نبود، زیرا تحقیقات پیشین هم کاهش گشتاور اکستنسوری مفصل زانو و کاهش دامنه فعالیت الکترومیوگرافی پس از خستگی موضعی چهارسر ران را گزارش کرده‌اند (۲۲، ۱۷، ۹). همچنان که پیش از این اشاره شد، یکی از پیامدهای کاهش فعالیت چهارسر ران، کاهش جذب شوک و در نتیجه افزایش بارهای تماسی در مفصل زانو است (۲۱، ۱۴). افزایش بارهای تماسی احتمال آسیب‌دیدگی مفصل زانو را افزایش می‌دهد (۱۴). عضله نیم‌وتری نیز در این مرحله با کاهش فعالیت همراه بوده است. شاید خستگی عضلات چهارسر ران بر الگوی هم‌انقباضی<sup>۱</sup> عضلات همسترینگ اثرگذار باشد (۲۱، ۱۴، ۹) و در نتیجه عضله نیم‌وتری با کاهش فعالیت مواجه شود. البته پاريجات (۲۰۰۸) نیز همسو با یافته‌های این تحقیق، کاهش فعالیت عضلات همسترینگ در مرحله تماس پاشنه را گزارش کرد، ولی علت کاهش فعالیت عضلات همسترینگ در مرحله تماس راه رفتن را افزایش سرعت تماس پاشنه پس از خستگی موضعی عضلات چهارسر ران دانست (۲۱). کاهش فعالیت این عضلات نیز ممکن است بی‌ثباتی مفصل زانو را در پی داشته باشد و در نتیجه احتمال آسیب‌دیدگی این مفصل<sup>۳</sup> را افزایش دهد (۱۴، ۹، ۳). نتایج تحقیق نشان داد که فعالیت بخش داخلی عضله دوقلو و عضله درشت نیی قدامی نیز در مرحله تماس راه رفتن کاهش معناداری داشت. این نتایج با گزارش هاتفیلد (۲۰۰۹) که ابراز داشت خستگی عضلات چهارسر ران سبب کاهش گشتاور دورسی فلکسوری مچ پا در مرحله تماس راه رفتن خواهد شد، همسوست (۱۴).

باتوجه به نتایج این تحقیق می‌توان بیان داشت که این کاهش گشتاور دورسی فلکسوری ممکن است ناشی از کاهش فعالیت عضله درشت نیی قدامی باشد. عضله درشت نیی قدامی با انقباض اکسنتریکی سبب کنترل برخورد کف پا با زمین می‌شود و کاهش فعالیت عضلانی، این سازوکار کنترلی را مختل می‌کند. همچنین کاهش فعالیت این عضله، ممکن است سبب افزایش پرونیشن پا شود (۱۸). وینتر<sup>۲</sup> (۱۹۹۱) بیان کرد که کاهش فعالیت عضله دوقلوی داخلی در مرحله استانس راه رفتن سبب افزایش حرکت رو به جلو درشت نی و تغییر زاویه فلکشن زانو می‌شود و در نتیجه ممکن است راه رفتن طبیعی را مختل کند (۲۸).

---

1. Co - contraction

2. Winter

نتایج تحقیق نشان داد که در مرحله میداستانس، پس از خستگی چهارسر ران، فعالیت عضلات پهن خارجی به همراه دوسر رانی و نیموتتری کاهش معناداری داشتند. در مرحله میداستانس، عضلات چهارسر ران با انقباض کانسنتریکی خود فلکشن زانو را کنترل می کنند و آماده باز کردن زانو و حمایت از وزن بدن می شوند (۲۸، ۲۷، ۲۱، ۱۴). کاهش فعالیت عضله نیموتتری در این مرحله، سبب اختلال در کنترل فلکشن زانو و همچنین حمایت از وزن بدن شده و با کاهش گشتاور تولیدی سبب افزایش بارهای فشاری در مفاصل زانو می شود (۲۱، ۱۴). این نتایج با گزارش هاتفیلد (۲۰۰۹) همخوانی دارد. وی بیان کرد که خستگی موضعی عضلات چهارسر ران سبب افزایش گشتاور اداکتوری زانو می شود (۱۴). گشتاور اداکتوری زانو به وسیله عضلات خارجی ران، همچون عضلات پهن خارجی و دوسر رانی کنترل می شود (۱۴)، در نتیجه کاهش فعالیت آنها سبب افزایش گشتاور اداکتوری زانو و انتقال بار به منطقه نامناسب در مفصل زانو می شود. کاهش فعالیت عضلات همسترینگ سبب کاهش ثبات مفصل زانو می شود و در نتیجه احتمال آسیب دیدگی این مفصل را افزایش می دهد (۱۴، ۹).

در مرحله پیشروی، عضلات پهن داخلی و نیموتتری کاهش فعالیت معناداری از خود نشان دادند (نمودار ۳). عضله پهن داخلی در مرحله پیشروی در اکستنشن مفصل زانو و پیشگیری از تاب به عقب ساق پا مؤثر است (۲۸، ۱۹، ۱۸). و عضله نیموتتری نیز با عضله سرینی بزرگ برای هایپر اکستنشن ران در این مرحله از راه رفتن همکاری می کند. بنابراین کاهش فعالیت این دو عضله سبب کاهش گشتاور اکستنسوری مفصل ران و زانو شده و ممکن است سبب تغییر در الگوی بارگیری<sup>۱</sup> این مفاصل در مرحله پیشروی شود. نتایج تحقیق هاتفیلد (۲۰۰۹) آشکار کرد که خستگی عضلات چهارسر ران موجب کاهش چرخش داخلی درشت نی در طول مرحله استانس راه رفتن می شود (۱۴). این تغییر کینماتیکی ممکن است ناشی از کاهش فعالیت عضله نیموتتری باشد که در مراحل سه گانه استانس در این تحقیق نیز مشاهده شد.

باتوجه به نتایج جدول ۱، عضله راست رانی با حدود ۲۶ درصد کاهش در میانه فرکانس نسبت به عضلات پهن خارجی و پهن داخلی کاهش فعالیت بیشتری داشته است. این یافته با نتایج مطالعات هاتفیلد (۲۰۰۹)، سیفرک<sup>۲</sup> و همکاران (۱۹۹۹) همسوست (۱۴، ۷). مطالعات همسو با این نتایج بیان می دارند که کاهش کمتر میانه فرکانس عضله پهن داخلی به دلیل نسبت بالای تارهای نوع ۱ در این عضله است که سبب می شود این

1. Loading pattern

2. Gifrek

عضله مقاومت بیشتری به خستگی و در نتیجه کاهش کمتری در میانه فرکانس خود داشته باشد (۲۲، ۱۰، ۷، ۶)، چراکه کاهش میانه فرکانس به دلیل کاهش سرعت هدایت پتانسیل عمل فیبر عضلانی و همچنین افزایش مدت زمان پتانسیل عمل واحد حرکتی است. کاهش مقدار تخلیه واحدهای حرکتی، افزایش یون پتاسیم خارج سلولی و اختلال در کانال‌های سدیمی ممکن است سبب کاهش تحریک غشای فیبر عضلانی شود که در پی آن سرعت هدایت پتانسیل عمل فیبر عضلانی کاهش می‌یابد (۲۲، ۱۲، ۷، ۶). دلیل بررسی میانه فرکانس عضلات چهارسر ران در این مطالعه و تحقیقات مشابه، اطمینان یافتن از خستگی عضلانی است. بنابراین نتایج این تحقیق حاکی از کارایی پروتکل به کار گرفته شده برای ایجاد خستگی موضعی است، چراکه با کاهش مقادیر میانه فرکانس همراه بوده که نشانه خستگی است (۲۲، ۷، ۶).

از یافته‌های این تحقیق می‌توان نتیجه گرفت که خستگی عضلات چهارسر ران ممکن است بر کاهش فعالیت عضلات اطراف مفصل زانو تأثیرگذار باشد. خستگی چهارسر ران ممکن است سبب بروز تغییراتی در فعالیت عضلات عمل‌کننده روی زانو شود و راه رفتن را متأثر کند و احتمال آسیب‌پذیری مفصل زانو را افزایش دهد. این نتایج را می‌توان در طراحی برنامه‌های بازتوانی و تمرینی ورزشکاران مورد توجه قرار داد تا از تغییر پارامترهای بیومکانیکی راه رفتن یا آسیب جلوگیری شود. در نهایت برای دستیابی به نتایج دقیق‌تر، همراه کردن فعالیت عضلانی با اطلاعات کینماتیکی و کینتیکی توصیه می‌شود.

### تشکر و قدرانی

این پژوهش از پایان‌نامه کارشناسی‌ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا استخراج شده که از حمایت مالی پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی بهره‌مند بوده است. نویسندگان این پژوهش، وظیفه خود می‌دانند که از حمایت مسئولان محترم دانشگاه بوعلی سینا و پژوهشگاه تربیت بدنی کمال تشکر و امتنان را داشته باشند.

## منابع و مأخذ

۱. خیام‌باشی، خلیل. رازقی، محسن. ابوالقاسم نژاد، آرام. مجتهدی، حسین. (۱۳۸۹). "تأثیر خستگی عضله چهارسر ران بر تعادل پویا هنگام راه رفتن". *مجله طب ورزشی*، شماره ۵، صص: ۳۵ - ۴۹.
۲. شجاع‌الدین، سیدصدرالدین. جوهری، کامران. صادقی، حیدر. (۱۳۸۹). "اثر خستگی عضلات پروگزیمال دیستال اندام تحتانی بر تعادل پویا در فوتبالیست‌های مرد". *مجله طب ورزشی*، شماره ۵، صص: ۶۵ - ۸۰.
۳. عطارزاده حسینی، سیدرضا. ابراهیمی، اسماعیل. قراخانلو، رضا. رجبی، حمید. (۱۳۸۹). "تأثیر خستگی بر فعالیت الکتربیکی عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی در زنجیره حرکتی بسته، با تأکید بر سندروم درد کشکی - رانی". *مجله حرکت*، شماره ۱۷، صص: ۵ - ۲۴.
4. Allison, G. T., Fujiwara, T. (2002). " **The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle activity**". *Clinical biomechanics*, 17, pp:464-469.
5. Chaffin, D. B. (1973). " **Localized muscle fatigue – definition and measurement**". *Journal of occupational and enviromental medicine*, 15 (4). 346.
6. Cifrek, M., Medved, V., Tonkovic, S., and Ostojic, S. (2009). " **Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics**". *Clinical biomechanics*. 24(4). pp:327-340.
7. Cifrek, M., Tonkovic, S., and Medved, V. (2000). " **Measurment and analysis of surface myoelectric signals during fatigued cyclic dynamic contractions**". *Measurement*, 27 (2). pp:85-92.
8. Davidson, B. S., Madigan, M. L. Nussbaum, M. A., and Wojcik, L. A. (2009). " **Effects of localized muscle fatigue on recovery from a postural perturbation without stepping**". *Gait and Posture*, 29 (4). pp:552-557.
9. Gehring, D., Melnyk, M., and Gollhofer, A. (2009). " **Gender and fatigue have influence on knee joint control strategics during landing**". *Clinical Biomechanics*. 24(1). pp:82-87.
10. Gonzalez – Izal, M., Malanda, A., Navarro – Amezqueta, I., Gorostiaga, E., Mallor, F., Ibanez, J., and Izquierdo, M. (2010). " **EMG spectral indices and**

- muscle power fatigue during dynamic contractions"**. Journal of electromyography and kinesiology, 20(2). pp: 233-240.
11. Granacher, U., Wolf, I., Wehrle, A., Bridenbaugh, S., and Kressig, R. W. (2010). **"Effects of muscle fatigue on gait characteristics under single and dual – task conditions in young and older adults"**. Journal of neuro engineering and rehabilitation. 7, pp:56- 65.
  12. Guyton, A. A., and Hall, J. E. (2006). **"Textbook of medical physiology"**. (11 th ed.): saunders Philadelphia, PA. pp:82-84.
  13. Hamill, J. K., Kathleen, M. (2009). **" Biomechanical basis of human movement"** . 3<sup>rd</sup> edition, Williams and Wilkins. pp:241-243.
  14. Hatfield, G. (2009). **"The effects of quadriceps impairment on lower limb kinematics, kinetics and muscle activation during gait in young adults"**. Submitted in partial fulfillment of the requirement for the degree of master of science, dalhousie, university halifax, Nova Scotia, pp:45-53, 64-71, 86-93.
  15. Helbostad, J. L., Leirfall, S., Moe – Nilssen, R., and Sletvold, O. (2007). **" Physical fatigue biological sciences and medical sciences"** . 62 (9). pp: 1010-1015.
  16. Kadaba, M., Ramakrishnan, H., Wootten, M., Gainey, J., Gorton, G., and Cochran, G. (1989). **"Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait"**. Journal of Orthopaedic Research, 7 (6). pp:849-860.
  17. Masuda, K., Masuda, T., sadoyama, T., Inaki, M., and Katsuta, S. (1999). **" Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions"** . Journal of electromyography and kinesiology, 9 (1). pp:39-4.
  18. Neumann, D. A. (2002). **" Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation"** . 1<sup>st</sup> ed. Mosby, Inc. pp:415-420, 550-551.
  19. Oatis, C. A. (2009). **" Kinesiology, the mechanics and pathomechanics of human movement"** . 2<sup>nd</sup> ed. Williams and Wilkins. pp:893-908.

20. Paillard, T. (2012). " **Effects of general and local fatigue on postural control: a review**" . Neuroscience and Biobehavioral Reviews. 36 (1). p:162.
21. Parijat, P., and Lockhart, T. E. (2008). " **Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity**" . Gait and Posture, 28 (4). pp:568-573.
22. Pincivero, D. M., Gandhi, V., Immons, M. K., and Coelho, A. J. (2006). " **Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions**". Journal of biomechanics, 39 (2). pp:246-254.
23. Qu, X., and Yeo, J. C. (2011). " **Effects of load carriage and fatigue on gait characteristics**" . Journal of biomechanics. 44 (7). pp:1259 – 1263.
24. Reimer, R. C., and Wikstrom, E. A., (2010). " **Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control**" . Journal of science and medicine in sport, 13 (1). pp: 161-166.
25. Walsh, M., Peper, A., Bierbaum, S., Karamanidis, K., and Arampatzis, A. (2011). " **Effects of submaximal fatiguing contractions on the components of dynamic stability control after forward falls**". Journal of electromyography and kinesiology. 21 (2). pp: 270-275.
26. Winter, D. A., H. J. Yack. (1987). " **EMG profiles during normal human walking: stride – to – stride and inter – subject variability**". Electroencephalography and clinical neurophysiology, 67, pp:402- 411.
27. Winter, D. A. (1989). " **Biomechanics of normal and pathological gait: implications for understanding human locomotor control**" . Journal Motor Behavior, 21. 337.
28. Winter, D. A. (1991). " **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**" . 2<sup>nd</sup> ed. (waterloo, Ontario, Waterloo Biomechanics). pp:56-65.
29. Winter, D. A. (1995). " **Review: human balance and posture control during standing and walking**" . Gait and Posture, 3 (0). pp: 193-214.

30. Yoshino, K., Motoshige, T., Araki, T., and Matsuoka, K. (2004). " **Effect of prolonged free – walking fatigue on gait and physiological rhythm**". Journal of biomechanics, 37 (8). pp:1271-1280.

Archive of SID