(مقالهٔ پژوهشی)

اثر خستگی موضعی عضلات چهارسررانی بر هم انقباضی عضلات زانو در راه رفتن

مهرداد عنبریان[1*]، بهروز حاجیلو[2]، مصطفی سپهریان[2]، سارا صادقی[3]، حامد اسماعیلی[4]

۱-دانشیار گروه بیومکانیک ورزشی.
۲-کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی.
۳-کارشناس تربیت بدنی و علوم ورزشی.
۴-دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی.

۱و۲و۳و۴- دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

[*]نویسندهٔ مسؤول:
مهرداد عنبریان؛ گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
تلفن: ۰۸۱-۳۸۳۸۱۴۲۲
Email:
m_anbarian@yahoo.com

چکیده

زمینه و هدف: خستگی موضعی عضلانی در اندام تحتانی می‌تواند سبب اختلال در هم-انقباضی حین راه رفتن شود. هدف این مطالعه، تعیین تأثیر خستگی موضعی عضلات چهارسررانی بر هم‌انقباضی عضلات اطراف زانو در مرحله استانس راه رفتن بود.

روش بررسی: برای این مطالعه ۲۴ دانشجوی مرد انتخاب شدند. برای ایجاد خستگی عضلات چهارسررانی از دستگاه Leg Extension با بار ۵۰ درصد یک تکرار بیشینه استفاده شد. فعالیت الکترومایوگرافی سطحی عضلات راست رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، دوسر رانی، نیم وتری، دوقلوی خارجی، دوقلوی داخلی و درشت نئی قدامی هنگام راه رفتن قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی ثبت و هم انقباضی عضلانی مفصل زانو محاسبه شد. روش آماری t همبسته برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد ($P<۰/۰۵$).

یافته‌ها: هم‌انقباضی عمومی در مرحله تماس($P=۰/۰۰۱$) و پیشروی($P=۰/۰۰۹$) کاهش معنی داری را نشان داد در حالی که در مرحله پیشروی افزایش معنی‌داری در هم‌انقباضی فلکسوری جهت دار مشاهده شد($P=۰/۰۱۳$). در نسبت فعالیت عضلانی چهارسررانی به همسترینگ در مرحله تماس کاهش ($P=۰/۰۳۶$) و در مرحله پیشروی افزایش مشاهده شد ($P=۰/۰۱۳$).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج مطالعه حاضر می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که خستگی موضعی عضلات چهارسررانی باعث تغییر در نسبت فعالیت عضلات همسترینگ به چهارسررانی شده و سیستم کنترلی بدن با تغییر در هم‌انقباضی عضلات اطراف زانو، برای جبران ریسک خطر ناشی از خستگی می‌شود.

کلید واژگان: عضلات چهارسررانی، خستگی، هم‌انقباضی، الکترومایوگرافی، راه رفتن.

دریافت مقاله: ۱۳۹۳/۹/۵ **دریافت مقالهٔ اصلاح‌شده: ۱۳۹۳/۱۲/۲۶** **اعلام قبولی: ۱۳۹۴/۱/۱۸**

مقدمه

راه رفتن فعالیتی عضلانی و مستمر است که طی آن بین بدن انسان و زمین نیروها انتقال پیدا می‌کنند (۳-۱). تغییرات در راستای انتقال این نیروها و مبادلات انرژی در مفاصل و حرکات مختلف چرخشی مفاصل در راه رفتن، باعث ایجاد و تولید حرکت می‌شود که این حرکات به طور متناوب بوده و ما را به هدف مورد نظر می‌رساند (۵-۴). تعامل مناسب بین مفاصل و عوامل دخیل در حرکت، اساس راه رفتن کارآمد است که عدم وجود این تعامل مناسب می‌تواند بر بیومکانیک راه رفتن اثر گذار باشد که از آن جمله می‌توان به عواملی مانند بیماری‌های عصبی- عضلانی، ضایعات مغزی- نخاعی، آسیب‌دیدگی رباطی- مفصلی و خستگی؛ که می‌توانند کینتیک، کینماتیک، فعالیت عضلانی و مصرف انرژی را در حین راه رفتن تغییر دهند، اشاره کرد (۷،۲-۵).

از میان عوامل دخیل در به هم خوردن تعامل مناسب بین مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن، به نظر می‌رسد که خستگی رایج‌ترین عامل باشد(۱۶-۸). خستگی عدم توانایی در استمرار تولید نیروی لازم، جهت انجام دادن فعالیت فیزیکی تعریف می‌شود(۷-۸). خستگی باعث کاهش قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال سازی همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست، و در نهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی عضلانی می‌شود (۱۹،۶-۱۷). عوامل موثر در بروز خستگی در دو دسته کلی شامل عوامل مرکزی نظیر خستگی به وجود آمده در اثر اختلال در سیستم عصبی عضلانی و عوامل محیطی مانند خستگی در اثر اختلالات انقباض عضلانی جای می‌گیرند (۷-۸). خستگی عضلات اطراف یک مفصل که تحت عنوان خستگی موضعی شناخته شده است، قادر به تغییر الگوی حرکت، اثر بر هم انقباضی عضلات مفصل و تغییر در حس وضعیت مفصل است که افزایش ریسک آسیب‌دیدگی مفصل را به همراه خواهد داشت (۸،۱۷،۱۹).

در سطح معینی از انقباض عضلانی تعداد معینی عصب حرکتی عضله موافق و مخالف را به طور همزمان آتش می‌کنند. اگر عضله موافق دچار خستگی شود نمی‌تواند به طور مناسب به فرمان عصبی پاسخ دهد و در این مواقع عضله مخالف به صورت نرمال یا بیشتر از حد نرمال به فرمان عصبی پاسخ می‌دهد (۱۳).

فعالیت هم‌زمان عضلات مختلف عمل کننده حول یک مفصل را هم‌انقباضی عضلانی گویند، که به طور کلی دو نوع هم‌انقباضی شامل هم‌انقباضی عمومی (General co-contraction) و هم‌انقباضی جهت‌دار (Directed co-contraction) وجود دارد. هم‌انقباضی جهت‌دار بیشتر برای ایجاد ثبات مفصلی می‌باشد، اگر چه هم‌انقباضی عمومی نیز می‌تواند این اثر را داشته باشد ولی هم‌انقباضی عمومی به دلیل نداشتن جهت مشخص، باعث افزایش بارهای مفصلی می‌شود (۲۰-۲۳).

گروه عضلات چهارسررانی به عنوان بازکننده اصلی مفصل زانو، از جمله عضلاتی هستند که در فعالیت‌های حرکتی و اجرای مهارت‌های ورزشی شرکت دارند (۲۴-۲۶).در مرحله تماس(Contact) چرخه راه رفتن، عضلات چهارسررانی با انقباض اکسنتریکی خود باعث کنترل فلکشن زانو، پایین کشیدن مرکز جرم بدن و جذب نیروهای تماسی شده و در نتیجه پیشگیری از آسیب‌دیدگی مفاصل اندام تحتانی می‌شود (۳-۱،۱۷). عضلات چهارسررانی در تولید توان اندام تحتانی برای پیشروی و انتقال بدن نیز نقش مهمی بر عهده دارند (۱۷،۱۹). بنابراین، خستگی این گروه عضلانی در اثر فعالیت‌های مکرر روزانه یا فعالیت‌های ورزشی مختلف، ممکن است بر متغیرهای راه رفتن موثر باشد (۱۳،۲۲،۲۷).

برخی مطالعات اثر خستگی موضعی عضلانی بر پارامترهای بیومکانیکی راه رفتن را بررسی کرده‌اند. اکثر این مطالعات، بر روی متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی راه رفتن متمرکز شده است (۱۷–۱۹،۲۸–۲۹). تحقیقات انجام شده بر روی متغیرهای کینتیکی (Kinetics) به طور عمده شبکه‌های گشتاوری ایجاد شده پس از خستگی موضعی عضلات چهار سر ران را مطالعه قرار داده‌اند (۱۷،۱۹،۲۷). درحالی‌که تحقیقات بر روی متغیرهای کینماتیکی (Kinematics) متغیرهایی نظیر سرعت راه رفتن و دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی را پس از اعمال خستگی موضعی عضلانی مطالعه کرده‌اند(۱۷–۱۹،۲۸–۲۹). برای مثال، Hatfield (۲۰۰۹) گزارش کرد که پس از اعمال خستگی عضلات چهارسررانی، گشتاور تولیدی در مفاصل ران و مچ برای جبران کاهش گشتاور اکستنسوری مفصل زانو افزایش می‌یابد. آن‌ها در بررسی متغیرهای کینماتیکی بیان کردند که سرعت راه رفتن پس از خستگی عضلات چهار سر ران تغییری نکرده اما فلکشن زانو کاهش یافته و دورسی فلکشن مچ پا در مرحله تماس پاشنه با زمین افزایش می‌یابد(۱۷). در مقابل، Lockhart وParijat (۲۰۰۹) بیان داشت که سرعت تماس پاشنه پس از خستگی عضلات چهارسررانی افزایش یافته و زاویه فلکشن زانو نیز در مرحله تماس پاشنه در راه رفتن افزایش می‌یابد(۱۹). با توجه به نقش هم‌انقباضی عضلات اطراف زانو در کنترل و ثبات مفصل زانو، متعاقب جابجایی و نوسانات مرکز جرم بدن حین راه رفتن از یک سو و عدم وجود مطالعات کافی در مورد هم انقباضی، ضرورت بررسی دقیق‌تر این موضوع پس از خستگی موضعی عضلات چهارسررانی را ایجاب می‌کند. پژوهش حاضر با تکیه بر هم‌انقباضی عمومی و جهت‌دار، سعی در بررسی ثبات مفصلی زانو حین راه رفتن پس از اعمال خستگی موضعی عضلات چهارسررانی را دارد.

روش بررسی

تعداد ۲۴ مرد از میان دانشجویان دانشگاه بوعلی سینا به طور تصادفی انتخاب شدند. آزمودنی‌ها پس از اطلاع از روند پژوهش، به طور داوطلبانه و با کسب موافقت‌نامه آگاهانه وارد مطالعه شدند. برای اطمینان از عدم وجود ناهنجاری در اندام تحتانی آزمودنی‌ها از آزمون نیویورک استفاده شد و همچنین آزمودنی‌ها فاقد هرگونه بیماری عصبی – عضلانی و یا بیماری، حداقل یک سال پیش از تحقیق بودند (۲۰–۲۱)

بعد از تراشیدن کامل موهای زائد و تمیز کردن پوست با الکل طبی، الکترودهای سطحی Ag-AgCl بر روی عضلات راست‌رانی (۵۰ درصد فاصله بین خار خاصره فوقانی 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 خاصره فوقانی و فضای داخلی مفصل زانو)، دوسر رانی (در حد فاصل خطی که وسط چین گلوتئال را به زانو وصل می‌کند)، نیم وتری (سطح خلفی داخلی ران)، دوقلوی داخلی (برجستگی داخلی عضله)، دوقلوی خارجی (برجستگی خارجی عضله) مطابق پروتکل اروپایی SENIAM (Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of muscle) نصب شد. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲ سانتی‌متر و الکترود زمین بر روی استخوان درشت نی نصب شد (۱۳،۱۷،۳۰).

پیش از ثبت فعالیت الکترومایوگرافی حین راه رفتن، برای تشخیص زیر مراحل استانس، دو عدد سنسور حساس به نیرو (Foot Switch) در زیر مفصل بین انگشتی – شست پا و در ناحیه خارجی خلفی‌ترین بخش استخوان پاشنه نصب شد (۲۰–۲۱،۳۰). هدف از به کار بردن فوت سوئیچ‌ها، مشخص کردن لحظه تماس پاشنه با زمین (Heel contact)، تماس کف پا با زمین (Foot flat)، بلند

شدن پاشنه از سطح زمین (Heel Off) و بلند شدن شست از روی زمین (Toe off) بود. در تحلیل مراحل مختلف راه رفتن از لحظه تماس پاشنه با زمین تا لحظه تماس انگشتان با زمین به عنوان مرحله تماس (Contact)، فاصله زمانی بین تماس انگشتان با زمین تا بلند شدن پاشنه از زمین به عنوان مرحله میانی استقرار (Midstance) و فاصله زمانی بین بلند شدن پاشنه از زمین تا جدا شدن انگشتان از زمین به عنوان مرحله پیشروی (Propulsion) در نظر گرفته می‌شود(۲۰-۲۱،۳۰).

پس از نصب الکترودها و سنسورهای فوت سوئیچ، از آزمودنی خواسته شد با سرعت راه رفتن طبیعی خود، مسیر مستقیم ۱۵ متری را طی کند. هر آزمودنی ۶ مرتبه این مسیر را طی کرد و از بین آن‌ها، ۳ آزمایش از بهترین سیگنال‌های گرفته شده برای هر آزمودنی مشخص و برای محاسبات استفاده شد (۱۷،۱۹،۳۰). برای مقایسه اثر احتمالی سرعت راه رفتن و کنترل آن در طول مسیر، سرعت راه رفتن فرد با کرنومتر کنترل گردید. به دلیل خود انتخابی بودن سرعت راه رفتن، تغییر قابل توجه در سرعت افراد در تکرار های مختلف دیده نشد. با توجه به کیفیت سیگنال‌های فوت سوئیچ گام هفتم یا هشتم برای تجزیه و تحلیل مراحل مختلف مرحله استانس انتخاب شد (۱۷،۳۱،۴،۱). فعالیت عضلانی از طریق دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله ME۶۰۰۰ (ساخت کشور فنلاند) با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰۰Hz، با پهنای باند۳/ dB ۵۰۰ Hz-۸ ثبت شد. قبل از انجام آزمون اصلی و برای نرمال سازی داده‌های سیگنال-های خام الکترومایوگرافی، انقباض‌های ۵ ثانیه ای MVIC با ۳ تکرار و با فاصله زمانی ۱ دقیقه برای هر عضله گرفته شد و ۳ ثانیه میانی سیگنال برای تجزیه و تحلیل داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت، سپس تمامی داده‌ها با استفاده از یک فیلتر میان‌گذر ۸ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر شدند. سپس (Root Mean Squareیا RMS) داده‌های فیلتر شده با پنجره زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه‌ای، گرفته شد. ۱ ثانیه از هر داده (بالاترین فلات منحنی) جداسازی شده، و داده‌های آن استخراج شدند. با تقسیم مقدار فعالیت به دست آمده برای هر عضله بر مقدار MVIC و ضرب عدد به دست آمده در ۱۰۰، درصد فعالیت هر عضله به دست آمد (۲۰-۲۱،۱۰). از حاصل جمع فعالیت الکترومایوگرافی تمام عضلات مفصل زانو برای محاسبه هم‌انقباضی عمومی استفاده شد (۲۰-۲۱،۲۲،۲۵). از مجموع فعالیت عضلات چهار سر رانی بر مجموع فعالیت عضلات همسترینگ برای محاسبه نسبت فعالیت عضلات چهار سر رانی به همسترینگ استفاده شد. برای محاسبه هم‌انقباضی جهت‌دار در صورتی که عضلات خارجی و یا خم‌کننده‌ها آگونیست بودند، از معادله ۱-۱ استفاده شد و در صورت آگونیست بودن عضلات داخلی و یا بازکننده‌ها، از معادله ۱-۲ استفاده شد (۲۰-۲۱،۲۲،۲۵).

جدول ۱: میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

سن(سال)	قد(سانتی‌متر)	جرم(کیلوگرم)
۲۴/۸±۳/۷۹	۷۲/۵±۵/۴۲	۱۷۶/۹±۴/۵۷

معادلۀ ۱-۱. معادله هم‌انقباضی در صورتی که عضلات داخلی و بازکننده‌ها آگونیست باشند.

$$\text{هم‌انقباضی جهت‌دار} = 1 - \frac{\text{میانگین فعالیت عضله آنتاگونیست}}{\text{میانگین فعالیت عضله آگونیست}}$$

معادلهٔ ۱-۲. معادله هم‌انقباضی در صورتی که عضلات خارجی و خم‌کننده‌ها آگونیست باشند.

$$\text{هم‌انقباضی جهت‌دار} = 1 - \frac{\text{میانگین فعالیت عضله آنتاگونیست}}{\text{میانگین فعالیت عضله آگونیست}}$$

دو نوع هم‌انقباضی جهت‌دار که شامل هم‌انقباضی عضلات داخلی (عضلات نیم وتری، پهن داخلی و دوقلوی داخلی) به خارجی (عضلات دوسر رانی، پهن خارجی و دوقلوی خارجی) و هم‌انقباضی عضلات بازکننده زانو (عضلات راست رانی، پهن داخلی و پهن خارجی) به عضلات خم کننده زانو (عضلات دوقلوی خارجی، دوقلوی داخلی، نیم وتری و دوسر رانی) در این مطالعه گرفته شد (۱۳،۲۳-۲۴). در روابط مربوط به هم‌انقباضی جهت‌دار هرچه عدد حاصله به صفر نزدیک‌تر باشد، میزان هم‌انقباضی بیشتر و هرچه عدد حاصل به ۱ و ۱- نزدیک‌تر شود میزان هم انقباضی کم‌تر خواهد بود.

در این تحقیق برای ایجاد خستگی عضلات چهار سر ران از دستگاه Leg Extension استفاده شد. برای انجام 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 (One Maximum Repeated یا 1RM) و تا حد واماندگی به شکلی که دیگر قادر به انجام حرکت اکستنشن کامل زانو نباشد ادامه می‌داد(۲۷،۱۴،۱۱،۲۵،۲۸). هر آزمودنی چهار مرتبه (ست) این فعالیت را انجام می‌داد. در بین هر ست، آزمودنی ۲ دقیقه استراحت می‌کرد(۲۷،۳۱). برای کنترل زاویه ۹۰ درجه فلکشن زانو تا اکستنشن کامل زانو، از الکتروگونیامتر بیومتریکس مدل SG150، ساخت کشور انگلستان استفاده شد، الکتروگونیامتر در قسمت خارجی ران و ساق به موازات خطی که تروکانتر بزرگ مفصل ران در بالا، اپی-کوندیل خارجی ران در وسط، و قوزک خارجی در پایین را به هم وصل می‌کند، نصب شد (۱۱،۲۸) به شکلی که تغییرات زاویه ای حرکت، به صورت فیدبک بر 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 الکترومایوگرافی جمع آوری شد. بعد از اتمام آزمایشات، از آزمودنی‌ها خواسته شد که ریکاوری انجام داده تا از کوفتگی تأخیری عضلانی جلوگیری شود(۱۷،۱۹).به منظور بررسی اثر خستگی عضلات چهار سر ران بر پارامترهای الکترومایوگرافی راه رفتن، آزمودنی‌ها پس از اجرای پروتکل خستگی مانند روش توضیح داده شده قبل از خستگی، آزمایش‌ها را تکرار کردند.

پس از اطمینان از نرمال بودن توزیع داده‌ها با آزمون شاپیرو- ویلک، از روش آماری t همبسته برای تشخیص تفاوت‌های ایجاد شده قبل و پس از اعمال خستگی موضعی به کار برده شد. سطح معنی‌داری در این پژوهش $P \leq ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

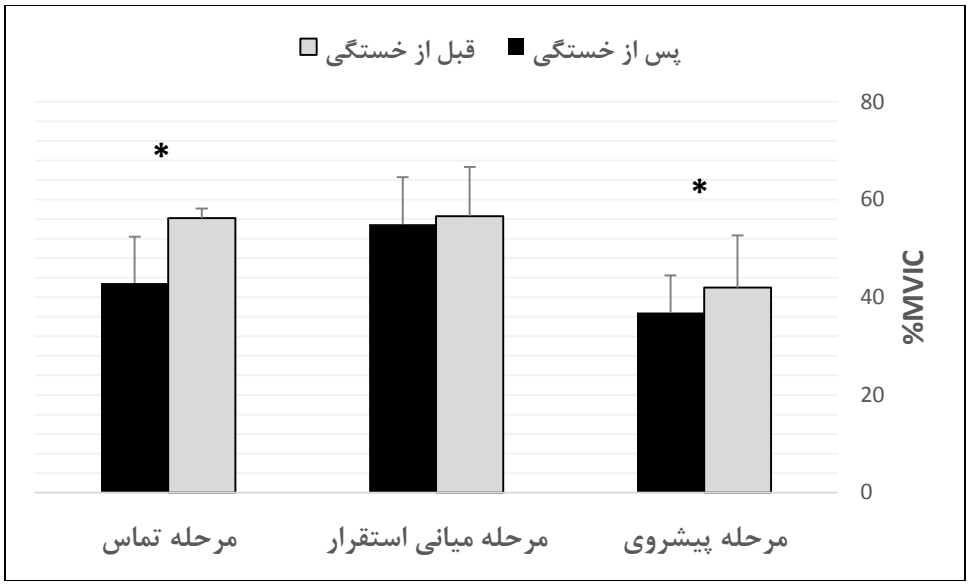
یافته‌ها

در نمودار ۱، میانگین و انحراف استاندارد میزان هم انقباضی عمومی عضلات اطراف مفصل زانو در مراحل مختلف راه رفتن نشان داده شده است. همان‌گونه که مشخص است در مرحله تماس، هم انقباضی عمومی عضلات اطراف زانو افزایش معنی‌داری را نشان داد (P=۰/۰۰۱). هم انقباضی عمومی در مرحله میانی استقرار تغییر معناداری نداشت در حالی که در مرحله پیشروی راه رفتن افزایش معنا داری مشاهده شد (P=۰/۰۰۹).

نمودار ۲ میانگین و انحراف استاندارد میزان هم انقباضی جهت دار داخلی و خارجی عضلات اطراف زانو قبل و بعد از خستگی در مراحل تماس، میانی استقرار و پیشروی راه رفتن را نشان می‌دهد. اعداد مثبت نشان دهنده بیشتر بودن فعالیت عضلات داخلی و اعداد منفی نشان دهنده بیشتر بودن فعالیت عضلات خارجی می‌باشد. همچنین میزان اعداد نزدیک به صفر بیانگر افزایش هم-انقباضی جهت‌دار و اعداد بیش از صفر بدون توجه به علامت اعداد نشان‌دهنده کاهش هم‌انقباضی جهت‌دار است. داده‌های مربوط به هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات داخلی و خارجی عضلات اطراف زانو نشان داد که میزان هم‌انقباضی جهت‌دار بعد از خستگی، در مرحله تماس افزایش نسبی پیدا کرده ولی این افزایش از نظر آماری معنادار نبود (P=۰/۰۷۴). این در حالی بود که در مرحله پیشروی میزان هم انقباضی جهت دار به طور معناداری افزایش پیدا کرد (P=۰/۰۱۷).

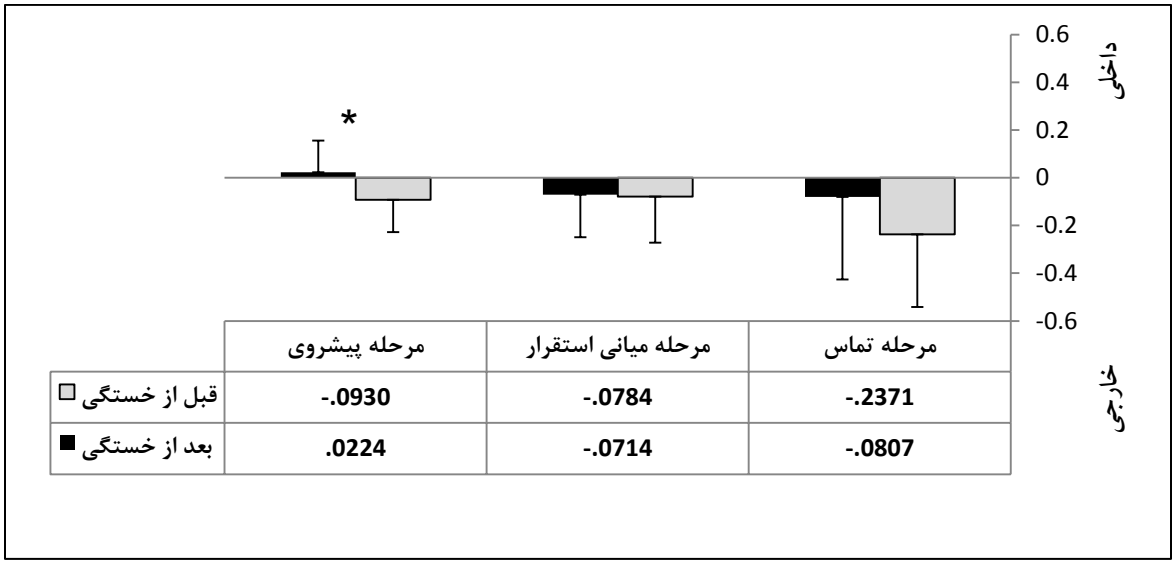
نمودار هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات اکستنسوری و فلکسوری اطراف زانو قبل و بعد از خستگی در مراحل تماس، میانی استقرار و پیشروی راه رفتن را نشان می‌دهد. اعداد مثبت نشان‌دهنده بیشتر بودن فعالیت عضلات اکستنسوری زانو و اعداد منفی نشان‌دهنده بیشتر بودن فعالیت عضلات فلکسوری زانو هستند. همچنین میزان اعداد نزدیک به صفر نشان‌دهنده افزایش هم‌انقباضی جهت-دار و اعداد بیش از صفر بدون توجه به علامت اعداد، نشان دهنده کاهش هم‌انقباضی جهت‌دار می‌باشد. نتایج نشان داد که در مرحله پیشروی میزان هم انقباضی جهت دار عضلات فلکسوری افزایش معناداری پیدا کرده است (P=۰/۰۱۳).

میانگین و انحراف استاندارد نسبت فعالیت عضلات چهارسررانی به همسترینگ قبل و بعد از خستگی در مراحل تماس، میانی استقرار و پیشروی راه رفتن در نمودار ۴ نشان داده شده است. نتایج نشان داد که در مرحله تماس راه رفتن، نسبت فعالیت عضلانی چهارسررانی به همسترینگ کاهش معناداری پیدا کرده است(P=۰/۰۳۶). همچنین در مرحله پیشروی راه رفتن این نسبت افزایش معنی داری پیدا کرده است (P=۰/۰۱۳).



نمودار ۱: میانگین و انحراف استاندارد هم انقباضی عمومی در مرحله‌های تماس، مرحله میانی استقرار و پیشروی راه رفتن قبل و پس از خستگی

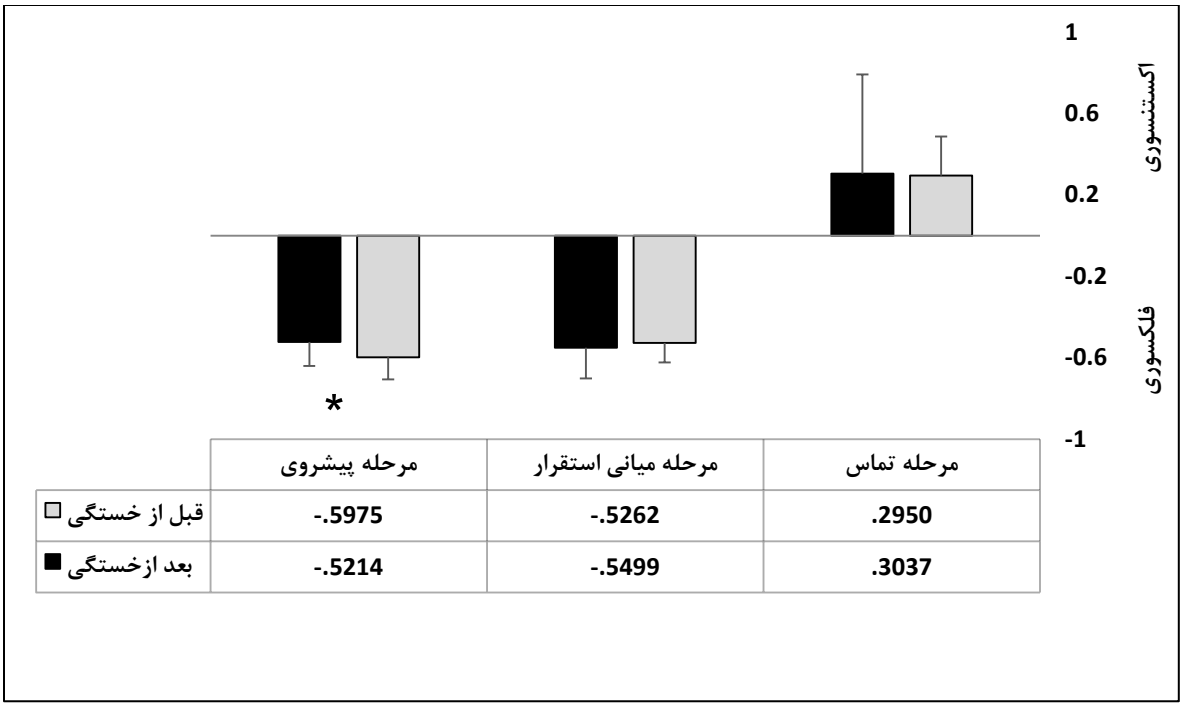
***سطح معناداری $p\leq ۰/۰۵$**



	مرحله پیشروی	مرحله میانی استقرار	مرحله تماس
قبل از خستگی □	-.0930	-.0784	-.2371
بعد از خستگی ■	.0224	-.0714	-.0807

نمودار ۲: میانگین و انحراف استاندارد میزان هم انقباضی جهت دار داخلی و خارجی اطراف زانو قیل و پس از خستگی در مراحل تماس، میانی استقرار و پیشروی راه رفتن

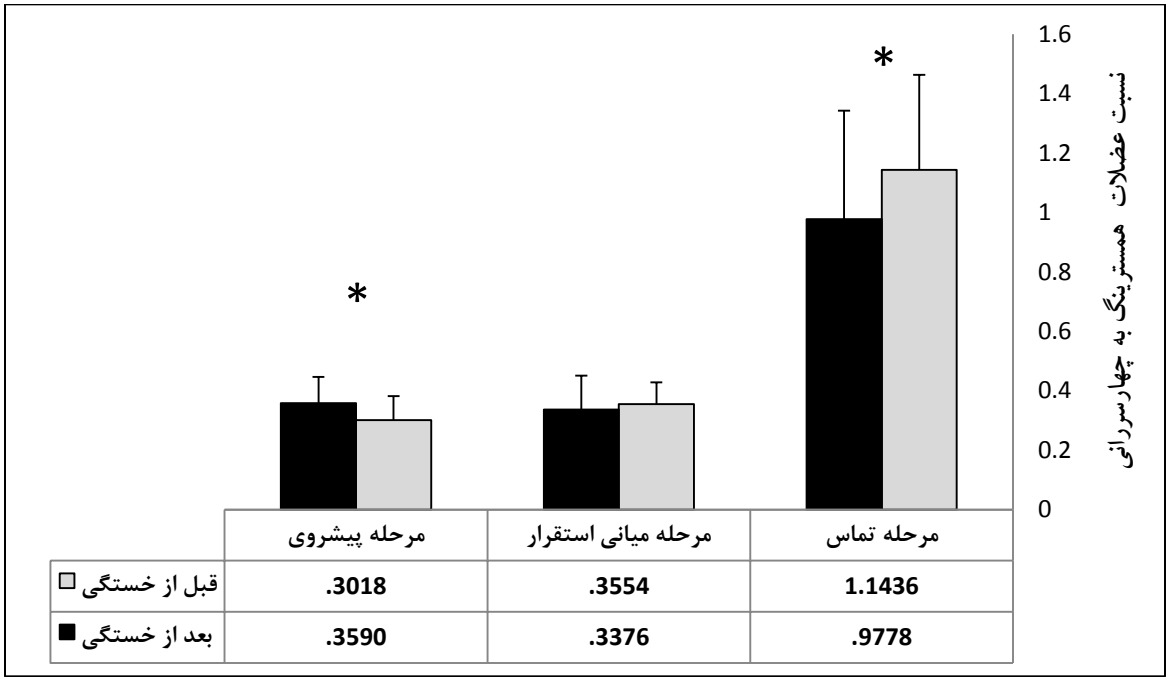
*سطح معناداری $p\leq ۰/۰۵$



	مرحله پیشروی	مرحله میانی استقرار	مرحله تماس
قبل از خستگی □	-.5975	-.5262	.2950
بعد ازخستگی ■	-.5214	-.5499	.3037

نمودار ۳: میانگین و انحراف استاندارد هم‌انقباضی جهت‌دار مربوط به عضلات اکستنسوری و فلکسوری زانو قبل و بعد از خستگی در مراحل تماس، میانی استقرار و پیشروی راه رفتن

*سطح معناداری $p\leq ۰/۰۵$



	مرحله پیشروی	مرحله میانی استقرار	مرحله تماس
قبل از خستگی □	.3018	.3554	1.1436
بعد از خستگی ■	.3590	.3376	.9778

نمودار ۴: میانگین و انحراف استاندارد نسبت فعالیت عضلات چهارسر رانی به همسترینگ قبل و بعد از خستگی در مراحل تماس،میانی استقرار و پیشروی راه رفتن

***سطح معناداری $p\leq ۰/۰۵$**

بحث

هم‌انقباضی در فعالیت‌های عملکردی اتفاق می‌افتد و برای حرکات ساده سطح معینی از هم‌انقباضی عضلات آگونیست و آنتاگونیست وجود دارد(۱۳). موضوعی که به آن کمتر پرداخته شده است هم‌انقباضی در هنگام راه رفتن و همچنین هم انقباضی بعد از خستگی موضعی عضلات اندام تحتانی است. هدف از این مطالعه بررسی اثر خستگی موضعی عضلات چهارسررانی بر هم‌انقباضی عضلات اطراف زانو در مرحله استانس راه رفتن بود. نتایج این مطالعه نشان داد که پس از خستگی، هم‌انقباضی عمومی در مراحل تماس و پیشروی افزایش یافته و در مرحله میانی استقرار تغییری نکرده است. هم‌چنین نتایج این مطالعه نشان داد که پس از خستگی مقادیر هم‌انقباضی جهت دار جانب خارجی پس از خستگی به طور معناداری افزایش پیدا کرده است.

خستگی عضلات چهارسررانی باعث افزایش ریسک آسیب، مخصوصاً افتادن می‌شود(۱۷،۱۹).در مطالعه Parijat و Lockhart نشان داده شد که با اعمال خستگی موضعی در عضله چهارسررانی، سرعت تماس پاشنه افزایش پیدا می‌کند و با افزایش سرعت تماس پاشنه نسبت نیروهای افقی و عمودی وارده به پا تغییر کرده و باعث کاهش اصطکاک در پا می‌شود. همچنین افزایش سرعت تماس پاشنه حین مرحله حساس انتقال وزن ممکن است باعث افزایش احتمال افتادن ناشی از سر خوردن شود(۱۹). افزایش هم انقباضی عمومی در مفصل زانو، می‌تواند با بی-ثباتی این مفصل پس از خستگی در ارتباط باشد، بطوری که با افزایش بی‌ثباتی هم‌انقباضی افزایش پیدا می‌کند به عبارت دیگر، یکی از استراتژی‌های مرکزی بدن برای افزایش پایداری در مفاصل می‌تواند افزایش هم‌انقباضی باشد(۲۱). مطالعات نشان داده‌اند که ناپایداری مفصل زانو یکی از ریسک فاکتورهای افتادن در افراد باشد (۳۱). که با توجه به نتایج این مطالعه و مطالعه پاریجات و لوک‌هارت، که با تغییراتی در مکانیک راه رفتن و پایداری و اصطکاک همراه بود به نظر می‌رسد که این افزایش در هم‌انقباضی مفصل زانو می‌تواند به عنوان یک مکانیزم جبرانی برای جلوگیری از سرخوردن و عواقب ناشی از آن باشد. نکته جالب در نتایج این مطالعه افزایش مقادیر هم‌انقباضی عمومی زانو در مرحله‌های تماس و پیشروی است که در این دو مرحله نقش اصطکاک برجسته‌تر است و به نظر می‌رسد مکانیزم مرکزی بدن برای جلوگیری از افتادن افزایش هم‌انقباضی عمومی مفصل زانو است.

نتایج این مطالعه نشان داد که پس از خستگی و در مرحله پیشروی، هم‌انقباضی جهت‌دار جانب داخلی زانو افزایش یافته است. Hatfield (۲۰۰۹) طی مطالعه خود نشان داد که پس از خستگی عضلات چهارسررانی، گشتاور آداکتوری زانو افزایش پیدا می‌کند(۱۷). با توجه به بیش‌تر شدن میزان هم‌انقباضی جهت دار جانب داخلی زانو پس از اعمال خستگی، به نظر می‌رسد که این افزایش در میزان هم‌انقباضی جهت دار با افزایش در گشتاور آداکتوری زانو همراه است(۲۰). این امر به نوبه خود بارهای اعمالی به جانب داخل زانو را افزایش داده و می‌تواند در دراز مدت باعث بروز استئوآرتریت جانب داخلی مفصل زانو شود (۲۰).

نتایج Parijat و Lockhart نشان داد که افراد پس از خستگی در مرحله تماس فلکشن بیشتر و اکستنشن کمتری را از خود به نمایش می‌گذارند(۱۹). در این مطالعه نیز چنین پدیده ای دیده شد، زیرا عضلات اکستنسور خسته شده و به نظر می‌رسد در کنترل اکستنشن زانو کارایی خود را از دست می‌دهند. Liu و Lockhart طی مطالعه خود نشان دادند که پس از اعمال خستگی عضلات چهارسررانی، مقادیر گشتاور فلکسوری افزایش پیدا کرده و مقدار حداکثر

گشتاور اکستنسوری زانو کاهش پیدا می‌کند(۳۳). نتایج مطالعه حاضر نشان داد که پس از اعمال خستگی و در مرحله پیشروی هم انقباضی فلکسوری عضلات اطراف زانو پس از اعمال خستگی عضلات چهارسرانی افزایش پیدا کرده است. افزایش در این مؤلفه، بیانگر افزایش فلکشن و کاهش اکستنشن می‌باشد که با نتایج Christina و همکاران همسو است(۹). پس از خستگی در سرعت راه رفتن و طول گام تغییراتی حاصل می‌شود که به نظر می‌رسد عملکرد و عکس‌العمل محتاطانه برای کاهش ریسک افتادن باشد(۳۴).

یکی دیگر از عواملی که بر اصطکاک و سرخوردن افراد در راه رفتن اثر گذار است همزمانی فعالیت عضلات همسترینگ و چهارسرانی است(۳۵). همزمانی فعالیت عضلات همسترینگ و چهارسرانی در دینامیک مرحله تماس از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است(۳۵)، بطوری که خستگی عضله چهارسرانی می‌تواند این فرایند را تحت تأثیر قرار داده و باعث افزایش سرعت تماس پاشنه و در نتیجه افزایش ریسک سرخوردن شود(۳۵). همچنین کاهش در مقدار این نسبت با افزایش ریسک آسیب در زانو همراه است(۳۶). در مطالعه حاضر نسبت فعالیت عضلات همسترینگ به چهارسرانی پس از یک دوره پروتکل خستگی در مرحله تماس کاهش و در مرحله پیشروی افزایش یافت. Kim و همکاران در مطالعه خود نشان دادند که پس از خستگی عضله چهارسرانی سرعت راه رفتن کاهش پیدا می‌کند و در بیان علت کاهش سرعت راه رفتن، به تلاش برای افزایش اصطکاک اشاره نمودند (۳۴). بنابراین به نظر می‌رسد که کاهش نسبت فعالیت عضلات همسترینگ به چهارسرانی در مرحله تماس پس از خستگی نیز از مکانیزم‌های جبرانی سیستم عصبی مرکزی یا محیطی باشد. De Souza و همکاران که در سال ۲۰۰۹ اثرات حاصل از خستگی روی نسبت گشتاور عضلات همسترینگ به چهارسرانی را بررسی کردند، نشان دادند که پس از خستگی، این نسبت کاهش پیدا می‌کند و در بیان عوامل تأثیرگذار در این نتایج، عنوان کردند که سرعت انجام پروتکل خستگی و نوع انقباض در تغییر این نسبت، اثر گذار است(۳۷). نتایج حاصل از نسبت گشتاوری عضلات همسترینگ به چهارسرانی در مطالعه مذکور با پژوهش حاضر در ارتباط با هم‌انقباضی عضلانی متفاوت است. با این حال De Souza و همکاران در بیان نقاط ضعف کار خود به بررسی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات چهار سرانی و همسترینگ تاکید نمودند(۳۷). مطالعه حاضر نسبت همسترینگ به چهارسرانی را با توجه به فعالیت عضلات چهارسرانی و همسترینگ مورد بررسی قرار داد و در نوبه خود اولین مطالعه‌ای است که این امر را مورد بررسی قرار داده است. در این پژوهش مشاهده شد که اعمال خستگی باعث به هم خوردن نسبت فعالیت عضلات همسترینگ به چهارسرانی شده و در مرحله تماس باعث کاهش آن می‌شود.بنابراین در مرحله تماس که باید بیشترین عملکرد جذب شوک و اصطکاک لازم برای جلوگیری از سرخوردن انجام شود، این نسبت کاهش یافته و منجر به افزایش ریسک آسیب اندام تحتانی و سرخوردن می‌شود که به نظر می‌رسد با افزایش هم‌انقباضی عضلات اطراف زانو جبران می‌شود. متأسفانه مطالعه‌ای یافت نشد که توسط آن‌ها نتیجه گیری حاضر مورد مقایسه قرار گیرد. در مطالعه حاضر پس از خستگی، حین مرحله پیشروی این مقدار افزایش یافت. در مرحله پیشروی که نیروهای تولید شده عضلات باید به طور موثری به پا منتقل شود تا به عنوان اهرم محکمی بتواند عملکرد اهرمی خود را انجام دهد، به نظر می‌رسد که این نسبت برای تعدیل بی‌ثباتی‌های حاصل از خستگی عضلات چهارسرانی توسط سیستم عصبی اتخاذ شده است.

از محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به عدم یافت مقالات مشابه در این زمینه اشاره نمود، مطالعات قبلی عمدتاً با استفاده از دستگاه‌های کینماتیکی و کنتیکی بوده

است و مطالعه حاضر با توجه به اطلاعات مولفین مقاله به نوبه خود اولین مطالعه‌ای است که با رویکرد هم‌انقباضی به بررسی خستگی موضعی و اثرات آن پرداخته است.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج مطالعه حاضر می‌توان چنین نتیجه-گیری کرد که خستگی موضعی عضلات چهارسررانی باعث تغییر در نسبت فعالیت عضلات همسترینگ به چهارسررانی شده و سیستم کنترلی بدن با تغییر در هم‌انقباضی عضلات اطراف زانو، برای جبران ریسک خطر ناشی از خستگی می-شود.

قدردانی

نویسندگان این مقاله از مسئولین محترم دانشگاه بوعلی سینا و کلیه آزمودنی‌هایی که در این تحقیق مشارکت نمودند تشکر و قدردانی می‌کنند.

منابع

1-Winter D. Biomechanics of normal and pathological gait: Implications for understanding human locomotor control. Journal Motor Behavior 1989;21, 337.
2-Winter D. Review: Human balance and posture control during standing and walking. Gait & Posture 1995; 3:193-214.
3-Winter D.The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. 2nd edition (Waterloo, Ontario, Waterloo Biomechanics 1991).
4-Winter D,Yack H. EMG profiles during normal human walking:stride-to-stride and inter-subject variability. Electroencephalography and clinical Neurophysiology 1987; 67: 402-411.
5-Yoshino K, Motoshige T, Araki T, Matsuoka K. Effect of prolonged free-walking fatigue on gait and physiological rhythm. Journal of Biomechanics 2004; 37(8) ; 1271-128.
6-Qu X, Yeo J. Effects of load carriage and fatigue on gait characteristics. Journal of Biomechanics 2011; 44(7) : 1259-1263.
7-Paillard T.Effects of general and local fatigue on postural control: A review. Neuroscience and biobehavioral reviews 2012; 36(1) : 162-180.
8-Chaffin D. Localized muscle fatigue-definition and measurement. Journal of Occupational and Environmental Medicine 1973; 15(4) : 346.357
9-Christina K, White S, Gilchrist L. Effect of localized muscular fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. Human Movement Science 2001; 20:257–76.
10-Cifrek M, Medved V, Tonkovic S, Ostojic S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. Clinical Biomechanics 2009; 24(4) : 327-340
11-Cifrek M, Tonković S, Medved V. Measurement and analysis of surface myoelectric signals during fatigued cyclic dynamic contractions. Measurement 2000; 27(2) : 85-92.
12-Davidson B, Madigan M, Nussbaum A, Wojcik L. Effects of localized muscle fatigue on recovery from a postural perturbation without stepping. Gait & Posture 2009; 29(4) : 552-557.
13-Gagnon D, Arsenault B, Smyth G, Kemp F. Co-contraction changes in muscular fatigue at different levels of isometric contraction. International journal of industrial ergonomic 1992; 9:343-348
14-Gehring D, Melnyk M, Gollhofer A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. Clinical Biomechanics 2009;24(1) : 82-87.
15-Gonzalez-Izal M, Malanda A, Navarro-Amezqueta I, Gorostiaga E, Mallor F, Ibanez J, Izquierdo M. EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions. Journal of Electromyography and Kinesiology 2010; 20(2) :233-240.
16-Granacher U, Wolf I, Wehrle A, Bridenbaugh S, Kressig R. Effects of muscle fatigue on gait characteristics under single and dual-task conditions in young and older adults. Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation 2010; 7:56-56.
17-Hatfield G. The Effects of Quadriceps Impairment On Lower Limb Kinematics, Kinetics And Muscle Activation During Gait In Young Adults. Submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science, Dalhousie University Halifax, Nova Scotia 2009.

18-Helbostad J, Leirfall S, Moe-Nilssen R, Sletvold O. Physical fatigue affects gait characteristics in older persons. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences 2007;62(9) : 1010-1015.
19-Parijat P, Lockhart T. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. Gait & Posture 2008; 28(4) : 568-573.
20-Anbarian M, Esmaeili H, Hosseini Nejad E, Rabiei M, Binabaji H. Comparison of knee joint muscle's activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running. Journal Research in Rehabilitation Science 2012; 8(2) :298-309. .[Article in Persian]
21-Esmaeili H, Anbarian M, Hajiloo B, Sanjari MA. The immediate effect of foot insole on electromyography activity and co-contraction of leg muscles in individuals with flat feet. Journal Research in Rehabilitation Science 2013; 9(2) : 295-307.[Article in Persian]
22-Heiden T, Lloyd T, Ackland T. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. Clinical Biomechanics 2009. 24(10) : 833-841.
23-Lloyd D, Buchanan T. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. Journal of Biomechanics 2001. 34(10) : 1257-1267.
24-Hamill J, Kathleen M. Biomechanical Basis of Human Movement. 3rd Edition, Williams & Wilkins 2009.
25-Neumann D. Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation. 1st ed, Mosby,lnc 2002.
26-Oatis C. Kinesiology, the mechanics and pathomechanics of human movement. 2nd ed, Williams and Wilkins 2009.
27-Reimer R, Wikstrom E. Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. Journal of Science and Medicine in Sport 2010; 13(1) : 161-166.
27-Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki, M, Katsuta S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. Journal of Electromyography and Kinesiology 1999;9(1) : 39-46
29-Pincivero D, Gandhi V, Timmons M, Coelho A. Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. Journal of Biomechanics 2006; 39(2) : 246-254.
30-Winter D,Yack H. EMG profiles during normal human walking:stride-to-stride and inter-subject variability. Electroencephalography and clinical Neurophysiology 1987; 67: 402-411.
31-Rubenstein Z. Falls in older people: epidemiology risk factors and strategies for prevention. Age and ageing 2006; 35(2) , 37-41.
32-Kadaba M, Ramakrishnan H, Wootten, M, Gainey J, Gorton G, Cochran G. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. Journal of Orthopaedic Research 1989;7(6) : 849-860.
33- Liu J, Lockhart T. Comparison of 3D joint moments using local and global inverse dynamics approaches among three different age groups. Gait Posture 2006; 23:480–5.
34-Kim S, Lockhart T,Yoon H. Relationship between age related gait adaptations and required coefficient of friction. Saf Science 2005; 43: 425–36.
35-Lockhart T,Woldstad J, Smith J. Effects of age-related gait changes on biomechanics of slips and falls. Ergonomics 2003; 46:1136–40.
36-Rahnama N, Lees A, Reilly T. Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match play. Journal of Electromyography and Kinesiology 2006; 16: 257–63.
37-De Souza O, Caputo F, Gonçalves M, Denadai B. Heavy-intensity aerobic exercise affects the isokinetic torque and functional but not conventional hamstrings: quadriceps ratios. Journal of Electromyography and Kinesiology 2009;19 (6) 1079-1084.

The Effect of Quadriceps Fatigue on Co-Activation of Knee Muscles during Walking

Mehrdad Anbarian[1*], Behrooz Hajiloo[2], Mostafa Sepehrian[2], Sara Sadeghi[3], Hamed Esmaieli[4]

1-Associate Professor of Sport Biomechanics
2-M.A. in Sport Biomechanics
3-B.A in Physical Education and Sport Sciences
4-PhD candidate of Sport Biomechanics

1,2,3,4-Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran.

[*]Corresponding Author:
Mehrdad Anbarian; Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran.
Tel: +989188152907
Email: m_anbarian@yahoo.com

Abstract

Background and Objectives: Localized muscle fatigue in lower extremity can result in disturbance muscular co-activation during walking. The purpose of this study was to examine the effect of quadriceps fatigue on muscle co-activation of the knee during stance phase of walking.

Subjects and Methods: Twenty-four university male students participated in this study. Leg extension machine was used to induce quadriceps fatigue with 50% of one-repetition maximum load. Surface electromyographic signals from rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, semitendinosus, lateral gastrocnemius, medial gastrocnemius and tibialis anterior muscles were recorded during walking before and after fatigue protocol. Paired t-test was used to analyze the data ($P<0.05$).

Results: General co-contraction during contact phase ($P=0.001$) and propulsion phase ($P=0.009$) decreased significantly. Directed co-contraction during propulsion phase increased significantly ($P=0.017$). Flexor directed co-contraction during propulsion phase increased significantly ($P=0.013$). Hamstring to Quadriceps activity ratio during contact phase decreased significantly ($P=0.036$) and propulsion phase increased significantly ($P=0.013$).

Conclusion: According to the results of this study, it can be concluded that localized quadriceps muscle fatigue alters the quadriceps to hamstring activity ratio consequently, the body attempts to compensate risk factors for related-fatigue with co-activation pattern of the knee muscles.

Keywords: Quadriceps muscles, Fatigue, Co-activation, Electromyography, Walking.

►*Please cite this paper as:*
Anbarian M, Hajiloo B, Sepehrian M, Sadeghi S, Esmaieli H. The Effect of Quadriceps Fatigue on Co-Activation of Knee Muscles during Walking. Jundishapur Sci Med J 2015;14(3):309-321.

Received: Nov 26, 2014 **Revised: Mar 17, 2015** **Accepted: Apr 7, 2015**