

اثر رکاب زدن و خستگی بر تغییرات هم انقباضی عضلات اطراف زانو طی دویدن ورزشکاران سه گانه

چکیده

مهرداد عنبریان^{۱*}، مصطفی سپهریان^۱،
فرزاد ناظم^۲، بهروز حاجیلو^۱

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.
۲. گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

دریافت: ۱۳۹۳/۸/۸ پذیرش: ۱۳۹۳/۱۰/۲۶

هدف: هدف این تحقیق، تعیین اثر خستگی متعاقب رکاب زدن بر هم انقباضی عضلات اطراف زانو در هنگام دویدن ورزشکاران مبتدی سه گانه بود.

روش‌ها: دوازده سه گانه کار مرد مبتدی با میانگین سنی 23.7 ± 2.1 به طور در دسترس انتخاب و در این پژوهش شبه تجربی شرکت کردند. فعالیت الکترومایوگرافی سطحی عضلات دوقلو، راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسررانی و نیم و تری طی مراحل حمایت و بدون حمایت دویدن قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی رکاب زدن ثبت شد. سپس هم انقباضی عمومی و جهت دار عضلات مفصل زانو محاسبه شد. تغییرات هم انقباضی عضلات قبل و بعد از خستگی با تست t زوجی تجزیه و تحلیل شد ($p \leq 0.05$).

یافته‌ها: هم انقباضی عمومی در زیرمرحله پیشروی و کل مراحل حمایت و بدون حمایت بعد از خستگی کاهش معنادار را نشان داد ($p=0.001$). در حالی که در زیر مراحل تماس پاشنه و میانه مرحله حمایت، تفاوت معنادار نبود. خستگی تنها هم انقباضی جهت دار عضلات داخلی و خارجی اطراف زانو را در زیرمرحله تماس پاشنه به صورت معناداری تغییر داد ($p=0.034$). هم انقباضی جهت دار عضلات اکستنسوری و فلکسوری اطراف زانو هم تنها در مرحله بدون حمایت دویدن بعد از خستگی رکاب زدن کاهش معنادار داشت ($p=0.011$).

نتیجه‌گیری: تغییرات ایجاد شده ناشی از رکاب زدن در هم انقباضی عضلات اطراف زانو، می تواند باعث کاهش در عملکرد حرکتی زانو، تغییر الگوی دویدن و یا بروز آسیب اندام تحتانی در ورزشکاران مبتدی سه گانه گردد.

کلید واژگان: سه گانه، خستگی، دوچرخه سواری، دویدن، الکترومایوگرافی.

* نویسنده مسئول: دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.
تلفن: ۰۸۱-۳۸۳۸۱۴۲۲
E-mail: m_anbarian@yahoo.com

مقدمه

دو بخش مردان و زنان به طور رسمی جزء رشته‌های المپیک قرار گرفت (۱). شاید بتوان گفت که موفقیت در این رشته، به طور عمده به توانایی ورزشکار در دویدن با کارایی حداکثری همراه با الگوی مناسب فعالیت عضلانی بستگی دارد. به این معنی که اگر ورزشکار کمتر از اثرات ناشی از دوچرخه سواری (مرحله قبل از دویدن) نظیر خستگی متأثر شود، به طور قطع از کارایی بیشتری برخوردار خواهد

ورزش سه گانه (Triathlon) یک رشته ترکیبی است که از سه مرحله استقامتی شناسا، دوچرخه سواری و دویدن تشکیل شده که به صورت متوالی و پیوسته انجام می‌شوند. این ورزش در دو دهه اخیر، از محبوبیت زیادی برخوردار شده و در المپیک ۲۰۰۰ سیدنی در هر

دوچرخه‌سواری مشاهده نکردند. به این معنی که دیدن این ورزشکاران متأثر از رکاب زدن نبوده است. اما تفاوت قابل توجهی در الگوی فعالیت عضله درشت نئی قدامی برخی از ورزشکاران مشاهده شد که می‌تواند متأثر از خستگی ناشی از دوچرخه‌سواری باشد (۲).

در مطالعات الکترومایوگرافیکی نشان داده شده است که تغییر در دامنه و فرکانس فعالیت عضلات می‌تواند باعث اختلال در هم‌انقباضی عضلات شود. همزمانی انقباض عضلات موافق و مخالف اطراف مفصل برای حفظ موقعیت و ثبات مفصل از اهمیت بیومکانیکی زیادی برخوردار است. به طور کلی دو نوع هم‌انقباضی شامل هم‌انقباضی عمومی (General Co-activation) و هم‌انقباضی جهت‌دار (Directed Co-activation) وجود دارد (۸). هم‌انقباضی جهت‌دار که از نسبت فعالیت عضلات مخالف به موافق محاسبه می‌شود، عامل مهمی در ثبات مفصل و بارهای وارده بر مفصل در وضعیت‌های استاتیک یا دینامیک مانند راه رفتن و دویدن به شمار می‌رود (۹). بنابراین، توجه به هم‌انقباضی عضلات اطراف مفاصل اندام تحتانی و به ویژه زانو می‌تواند اطلاعات مفیدی را جهت پیشگیری از آسیب مفاصل در اختیار قرار دهد که در ورزشکاران سه گانه مغفول مانده است.

با مروری بر تحقیقات بیومکانیکی انجام شده در حوزه ورزش سه‌گانه به طور اعم و بررسی‌های الکترومایوگرافی به طور اخص، مشاهده می‌شود که آزمودنی‌ها عمدتاً ورزشکاران نخبه و باتجربه بوده‌اند. از این منظر، شاید یکی دیگر از دلایل تناقضات موجود در این حوزه مربوط به سازگاری‌های ایجاد شده در اثر تمرین در ورزشکاران حرفه‌ای (ماهر) باشد (۱۰). اگر این فرض را بپذیریم، جای خالی عدم توجه به ورزشکاران مبتدی و کم‌تجربه احساس می‌شود. بدیهی است که اثراتی که خستگی عملکردی بر روی افراد مبتدی می‌گذارد بیش از افراد حرفه‌ای سازگار شده است. اندک بودن مطالعات روی فعالیت عضلانی سه‌گانه‌کاران مبتدی و در دسترس نبودن تغییرات هم‌انقباضی عضلانی که در پایداری مفصل و پیشگیری از صدمات مفاصل مؤثر است، ضرورت پرداختن به آن را ایجاد می‌کند. هدف این مطالعه تعیین تأثیر خستگی متعاقب رکاب زدن بر روی هم‌انقباضی عضلات اطراف زانو در مراحل مختلف دویدن ورزشکاران مبتدی سه‌گانه بود.

بود. به این دلیل در برنامه بدنسازی و آمادگی برای مسابقات، روی دویدن متعاقب دوچرخه‌سواری تأکید شده است (۲).

بیشتر ورزشکاران سه‌گانه، گزارشاتی مبنی بر وجود ناهماهنگی حرکتی و تغییرات در الگوی دویدن خود پس از مرحله دوچرخه‌سواری ارائه کرده‌اند (۳). هر چند دلایل آن هنوز نامشخص است؛ اما به نظر می‌رسد که خستگی ناشی از دوچرخه‌سواری می‌تواند سبب تغییراتی در الگوی دویدن این ورزشکاران باشد. از این جهت است که اکثر تحقیقات انجام شده در رشته سه‌گانه، بیشتر روی خستگی ناشی از دوچرخه‌سواری روی الگوی دویدن ورزشکاران حرفه‌ای سه‌گانه تأکید داشته‌اند.

بخشی از این تحقیقات، به تجزیه و تحلیل بیومکانیکی نظیر متغیرهای کینماتیکی، کینتیکی و پارامترهای الکترومایوگرافی دویدن سه‌گانه‌کاران به منظور پاسخ به چرایی تغییرات الگوی دویدن متعاقب رکاب زدن دوچرخه پرداخته‌اند (۴). البته در مروری بر این تحقیقات، در نتایج و گزارشات تناقضاتی دیده می‌شود که شاید همین امر استناد قطعی به چرایی تغییرات الگوی دویدن متعاقب رکاب زدن را مشکل کرده است. برای نمونه، Hauswirth و همکاران طول گام ورزشکاران سه‌گانه را پس از دوچرخه‌سواری بررسی و بیان کردند که هر چند طول گام برداری دویدن بلافاصله بعد از دوچرخه‌سواری کاهش یافت، اما میانگین آن در کل مسیر ۱۰ کیلومتری دویدن تغییر قابل توجهی را نشان نداد (۵). در مقابل، Marino و همکاران در مطالعه نسبتاً مشابهی که انجام دادند، کاهش در سرعت و طول گام برداری طی ۱۰ کیلومتر دویدن متعاقب ۴۰ کیلومتر دوچرخه‌سواری را گزارش کردند (۶). Bernard و همکاران اثر دوچرخه‌سواری روی پارامترهای دویدن را بررسی و مشاهده کردند که آهنگ و سرعت دویدن در ۵۰۰ متر اول بعد از دوچرخه‌سواری با ۸۰ و ۱۰۰ rpm نسبت به ۶۰ rpm افزایش پیدا می‌کند (۴).

همان‌گونه که پیش‌تر هم اشاره شد، اختلال در فعالیت عضلانی (ناشی از خستگی) از علل قابل بحث در تغییر الگوی دویدن متعاقب رکاب زدن محسوب می‌شود. به طور قطع اختلال و تغییر در الگوی فعالیت عضلانی علاوه بر تأثیر بر الگوی دویدن، می‌تواند به عنوان مکانیزم بروز آسیب در اندام تحتانی باشد که در بین سه‌گانه‌کاران بسیار شایع است (۷). Chapman و همکاران در مطالعه خود بر روی ورزشکاران نخبه سه‌گانه، تفاوت معناداری در برخی مشخصه‌های کینماتیکی دویدن و الکترومایوگرافی (فرکانس میانه) پس از مرحله

روش شناسی

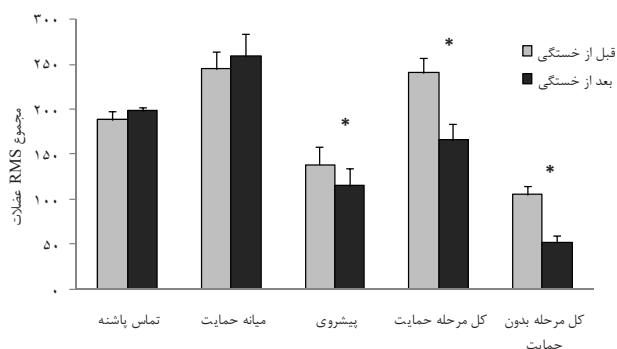
دوازده ورزشکار مبتدی سه گانه (سن: $23/76 \pm 2/1$ سال، قد: $179/82 \pm 2/3$ سانتی متر، وزن: $78/45 \pm 2/5$ کیلوگرم) با تکمیل فرم رضایت نامه و آگاهانه در این مطالعه شبه تجربی شرکت کردند. آزمودنی ها بین ۱ تا ۲ سال سابقه ورزشی در این رشته را داشتند (۱۱). معیارهای ورود به تحقیق شامل عدم شکستگی و آسیب دیدگی در اندام تحتانی، عدم وجود ناهنجاری های اندام تحتانی، عدم شرکت در مسابقات سایر رشته های ورزشی و داشتن حداقل سه جلسه تمرین در هفته بود.

سیگنال های EMG سطحی با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی بی سیم ۱۶ کاناله ساخت کشور فنلاند (Biomonitor ME6000 T16, Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland) جمع آوری گردید. پس از تراشیدن کامل موهای زائد و تمیز کردن پوست با صابون و سپس الکل طبی، الکترودهای چسبنده یک بار مصرف Ag-AgCl روی بخش خارجی و داخلی عضله دوقلو، راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسررانی و نیم وتری پای برتر آزمودنی ها مطابق با پروتکل SENIAM نصب شدند (۱۲). الکتروود زمین هم روی برجستگی استخوان درشت نی قرار داده شد. فاصله مرکز تا مرکز الکتروودها ۲۰ میلی متر بود.

حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (Maximum Voluntary Iso-metric Contraction یا MVIC) عضلات مورد بررسی، ثبت و برای نرمالایز کردن داده ها مورد استفاده قرار گرفت. تکرارهای MVIC برای عضلات پهن داخلی، راست رانی و پهن خارجی در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه مفصل ران و فلکشن ۹۰ درجه مفصل زانو حین اجرای حرکت اکستنشن زانو در حالت نشسته (بر روی ماشین بدنسازی مخصوص تقویت عضلات ران) انجام شد. در حالی که برای عضلات دوسررانی و نیم وتری، مفاصل ران و زانو وضعیت شرح داده شده قبلی را داشتند، با این تفاوت که حرکت با فلکشن زانو انجام شد (۱۳). تکرارهای MVIC به ترتیب در بخش داخلی و خارجی عضله دوقلو در حالت اکستنشن کامل زانو و زاویه ۹۰ درجه میچ پا در برابر مقاومت ثابت دستگاه و طی اجرای حرکات پلانتر فلکشن و دورسی فلکشن ثبت گردید (۱۴). آزمودنی ها ۳ تکرار ۵ ثانیه ای MVIC، برای هر عضله یا گروه عضلانی اجرا و بین هر تکرار یک دقیقه استراحت به آزمودنی ها داده شد.

به منظور مشخص کردن لحظات تماس پاشنه با زمین، تماس انگشت شست پا با زمین، بلند شدن پاشنه از سطح زمین (Heel off) و بلند شدن شست از روی زمین (Toe off)، دو عدد فوت سویچ (حس گرهای حساس به نیرو) در زیر مفصل Interphalan-geal انگشت شست پا و در خلفی ترین بخش کف پای استخوان پاشنه نصب گردیدند (۹). با هدف نزدیک کردن آزمایش به شرایط طبیعی و پیش گیری از تغییر احتمالی الگوی دویدن آزمودنی در اثر تمرکز روی سرعت دویدن (۱۴)، از آزمودنی ها خواسته شد تا با سرعت خود انتخابی مسیر ۲۰ متری را سه بار برای آشنایی با مسیر طی کنند. البته برای کنترل اثر احتمالی تغییرات سرعت دویدن در طول تکرارهای مختلف، سرعت دویدن آزمودنی ها با سرعت سنج کنترل شد که تغییر قابل توجه در تکرارهای مختلف مشاهده نشد. آنگاه آزمودنی ها در آزمایش اصلی، مسیر ۲۰ متری را سه مرتبه در پیش آزمون و پس آزمون طی کردند و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰۰ Hz و نسبت سیگنال به نویز ۹۰ دسی بل ثبت شد. برای ایجاد خستگی ناشی از رکاب زدن، از پروتکل ۱۲ مرحله ای تعدیل شده مربوط به مطالعه بوناسی Bonacci Tunturi E604ECB Exercise مدل ثابت مدل استفاده شد (۱۵).

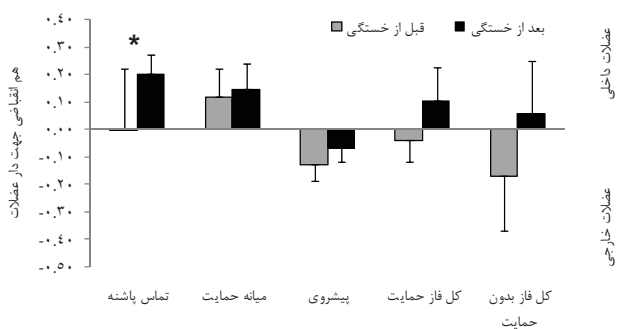
برای تجزیه و تحلیل سیگنال های خام به دست آمده از الکترودهای سطحی، از نرم افزار 3.0.1 Mega win و فیلتر میان گذر ۱۰ تا ۵۰۰ Hz استفاده گردید. مراحل مختلف سیکل دویدن که در این مطالعه بررسی شد عبارت بودند از مرحله حمایت (Support phase) یعنی از لحظه تماس پا با زمین تا جدا شدن انگشت شست پا (Toe-off) و مرحله بدون حمایت (Non-support phase) یعنی از زمان Toe off تا زمان تماس همان پا با زمین که از طریق فوت سویچ ها مشخص می شد (۱۶). برای نرمالایز کردن سیگنال های الکترومایوگرافی، میزان فعالیت عضله با شاخص ریشه مجذور میانگین (Root Mean Square یا RMS) در طی مراحل مختلف دویدن بر مقادیر MVIC همان عضله تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد (۱۷). از حاصل جمع فعالیت الکترومایوگرافی تمام عضلات مفصل زانو برای محاسبه هم انقباضی عمومی استفاده شد. برای محاسبه هم انقباضی جهت دار در صورتی که عضلات خارجی و یا فلکسورها آگونیسست بودند، از معادله شماره ۱ استفاده شد و در صورت آگونیسست بودن عضلات داخلی و یا اکستنسورها از معادله شماره ۲ استفاده شد (۹).



شکل ۱. هم‌انقباضی عمومی در سه زیرمرحله مرحله حمایت و کل مراحل حمایت و بدون حمایت قبل و بعد از خستگی رکاب زدن.

* معناداری در سطح $p \geq 0.05$

شکل ۲ میانگین و انحراف استاندارد هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات داخلی و خارجی اطراف زانو در هنگام دویدن بعد از خستگی ناشی از رکاب زدن را در زیرمراحل حمایت، کل مرحله حمایت و کل مرحله بدون حمایت نشان می‌دهد. اعداد مثبت نشان‌دهنده بیشتر بودن فعالیت عضلات داخلی و اعداد منفی نشان‌دهنده بیشتر بودن فعالیت عضلات خارجی است. نتایج نشان داد که میزان هم‌انقباضی جهت‌دار بعد از خستگی در زیرمرحله تماس پاشنه به صورت معناداری کاهش یافته است ($p=0.034$). در حالی که در زیرمراحل میانه حمایت و پیشروی علی‌رغم مشاهده تغییرات در هم‌انقباضی جهت‌دار از لحاظ آماری معنادار نبود (به ترتیب: $p=0.051$ و $p=0.092$). همچنین تغییرات معناداری در هم‌انقباضی جهت‌دار کل مرحله حمایت ($p=0.032$) و مرحله بدون حمایت مشاهده نشد ($p=0.077$).



شکل ۲. هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات داخلی و خارجی اطراف زانو در زیرمراحل حمایت، کل مراحل حمایت و بدون حمایت.

* معناداری در سطح $p \geq 0.05$

شکل ۳ میانگین و انحراف استاندارد هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات اکستنسوری و فلکسوری اطراف زانو را در زیرمراحل حمایت، کل

$$(1) \quad \text{میانگین فعالیت عضله آگونیسست} \\ \text{هم‌انقباضی جهت‌دار} = \frac{\text{میانگین فعالیت عضله آنتاگونیسست}}{\text{میانگین فعالیت عضله آگونیسست}}$$

معادله هم‌انقباضی در صورتی که عضلات داخلی و اکستنسورها آگونیسست باشند.

$$(2) \quad \text{میانگین فعالیت عضله آگونیسست} \\ \text{هم‌انقباضی جهت‌دار} = \frac{\text{میانگین فعالیت عضله آنتاگونیسست}}{\text{میانگین فعالیت عضله آگونیسست}}$$

معادله هم‌انقباضی در صورتی که عضلات خارجی و فلکسورها آگونیسست باشند.

دو نوع هم‌انقباضی جهت‌دار که شامل هم‌انقباضی عضلات داخلی (عضلات نیم‌وتری، پهن داخلی و دوقلو داخلی) به خارجی (عضلات دوسررانی، پهن خارجی و دوقلو خارجی) و هم‌انقباضی عضلات بازکننده زانو (عضلات راست رانی، پهن داخلی و پهن خارجی) به عضلات خم‌کننده زانو (عضلات دوقلو داخلی و خارجی، دوسررانی و نیم‌وتری) در این مطالعه اندازه‌گیری شد (۹). در روابط مربوط به هم‌انقباضی جهت‌دار هر چه عدد حاصله به صفر نزدیک‌تر بود، میزان هم‌انقباضی بیشتر و یا عدد حاصل به ۱ و ۱- نزدیک‌تر بود، میزان هم‌انقباضی کمتر در نظر گرفته می‌شد. برای اطمینان از خستگی آزمودنی‌ها در پایان پروتکل از شاخص بورگ (۶-۲۰ رتبه‌ای) استفاده گردید (۱۵). برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک و برای تجزیه و تحلیل‌های آماری از تست تی زوجی استفاده گردید. تجزیه و تحلیل داده‌ها به وسیله نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ انجام شد. سطح معنی‌داری $p \leq 0.05$ در نظر گرفته شد.

نتایج

شکل ۱ هم‌انقباضی عمومی دویدن قبل و بعد از خستگی متعاقب رکاب زدن را در مراحل دویدن، شامل مرحله حمایت (تماس پاشنه، میانه حمایت و پیشروی) و مرحله بدون حمایت نشان می‌دهد. علی‌رغم افزایش هم‌انقباضی عمومی عضلات اطراف زانو متعاقب رکاب زدن و خستگی در زیر مراحل تماس پاشنه و میانه مرحله حمایت، تفاوت به لحاظ آماری معنادار نبود (به ترتیب: $p=0.165$ و $p=0.144$). در زیر مرحله پیشروی، کاهش معناداری در هم‌انقباضی عمومی عضلات اطراف زانو مشاهده شد ($p=0.002$). همچنین در کل مراحل حمایت و بدون حمایت کاهش معناداری در هم‌انقباضی عمومی عضلات اطراف زانو مشاهده شد ($p=0.001$).

هم عمل می کنند تا مفصل را پایدار کنند. بنابراین می توان این گونه بیان کرد که افزایش در هم انقباضی حاکی از وجود بی ثباتی در مفصل است (۱۸).

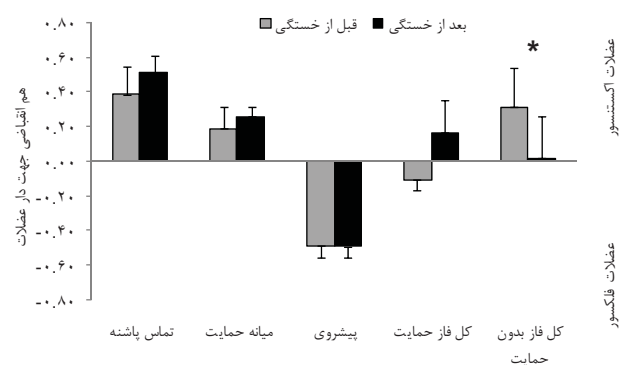
کاهش هم انقباضی در شرایط خستگی، شاید به نوعی عمل جبرانی برای کاهش مصرف انرژی به منظور ادامه فعالیت باشد. به بیان دیگر در شرایط خستگی، بدن ثبات مفصلی را فدای حفظ منابع انرژی، برای ادامه فعالیت می کند. بنابراین برای جلوگیری از کاهش منابع انرژی، مکانیزم جبرانی داخلی بدن از ثبات مفصلی کاسته و باعث حفظ انرژی می گردد (۹، ۱۹).

بر اساس نتایج به دست آمده، به احتمال زیاد کاهش هم انقباضی عمومی در زیرمرحله پیشروی و کل مرحله حمایت، می تواند باعث کاهش در مصرف انرژی در ورزشکاران مبتدی شرکت کننده در این تحقیق گردد. اگر چه، کاهش هم انقباضی عمومی به عنوان یک مکانیزم جبرانی در شرایط خستگی می تواند باعث کاهش مصرف انرژی شود، ولی از سوی دیگر پایداری مفصل زانو را کاهش می دهد. کاهش پایداری مفصل زانو به نوبه خود می تواند باعث کاهش کنترل حرکتی شده و در نتیجه زمینه ساز بروز آسیب های اسکلتی - عضلانی شود. مطابق با برخی تحقیقات نظیر مطالعه Kellis و همکاران، کاهش هم انقباضی عمومی در کل مرحله بدون حمایت مشاهده شده در تحقیق ما همانند آنچه در مرحله حمایت دیده شد ممکن است برای کاهش مصرف انرژی بوده باشد (۲۰).

به نظر می رسد که هم انقباضی جهت دار عضلات آگونیسست و آنتاگونیست جانب داخلی مفصل زانو، به منظور خنثی کردن گشتاور ابداکشن ایجاد شده بر مفصل زانو فعال می شوند. همچنین، عضلات خارجی مفصل زانو فعال می گردند تا گشتاور اداکشنی وارد بر مفصل زانو را خنثی کنند (۹). برخی از مطالعات انجام شده، بیان کرده اند که هم انقباضی جهت دار سبب کنترل گشتاور خارجی وارده بر مفصل شده و در نتیجه مانع بلند شدن کندیل ها و لذا سبب کاهش تمرکز بارهای مفصلی بر روی کمپارتمان جانب داخلی مفصل زانو می شوند (۱۳).

نتایج تحقیق حاضر، حکایت از افزایش هم انقباضی عضلات داخلی در زیرمرحله تماس پاشنه، هنگام دویدن بعد از خستگی حاصل از رکاب زدن دارد. احتمالاً این افزایش به دلیل خنثی کردن گشتاور ابداکشن ایجاد شده احتمالی در مفصل زانو است. هر چند کینماتیک دویدن در مطالعه حاضر بررسی نشده است، ولی با در نظر گرفتن

مرحله حمایت و بدون حمایت قبل و بعد از خستگی ناشی از رکاب زدن نشان می دهد. نتایج نشان دهنده کاهش نسبی هم انقباضی در زیرمرحله تماس پا، میانه حمایت، پیشروی و کل مرحله حمایت بود، اما از نظر آماری معنادار نبودند (به ترتیب: $p=0/071$ ، $p=0/153$ ، $p=0/917$ و $p=0/395$). تنها هم انقباضی جهت دار مربوط به مرحله بدون حمایت دویدن بعد از خستگی رکاب زدن کاهش معنادار داشت ($p=0/011$).



شکل ۳. هم انقباضی جهت دار مربوط به عضلات اکستنسوری و فلکسوری زانو در مراحل مختلف دویدن قبل و بعد از خستگی.
* معناداری در سطح $p \leq 0/05$

بحث

هدف تحقیق حاضر، بررسی تأثیر خستگی ایجاد شده به دنبال رکاب زدن بر تغییرات هم انقباضی عضلات اطراف زانو در مراحل حمایت و بدون حمایت دویدن در ورزشکاران مبتدی سه گانه بود. نتایج نشان داد که در زیرمرحله پیشروی، کل مرحله حمایت و کل مرحله بدون حمایت، هم انقباضی عمومی هنگام دویدن بعد از خستگی به طور معناداری کاهش یافته است.

بررسی نتایج هم انقباضی جهت دار بین عضلات داخلی و خارجی، بیانگر کاهش معنادار هم انقباضی عضلات داخلی در زیرمرحله تماس پاشنه بعد از خستگی بود. همچنین در هم انقباضی جهت دار بین عضلات اکستنسور و عضلات فلکسور مفصل زانو در مرحله بدون حمایت دویدن بعد از خستگی رکاب زدن نیز کاهش معنادار مشاهده شد.

به طور کلی، هم انقباضی عضلات اطراف مفاصل می تواند سبب تغییر در میزان پایداری و بارهای مفصلی (Articular loading) شود؛ به این معنی که در صورت ناپایداری مفصل، عضلات اطراف مفصل با

بررسی کرده مربوط به Del-coso و همکاران است. آنان گزارش کردند که میزان ارتفاع پرش و توان خروجی اندام تحتانی، بعد از مسابقه به صورت معناداری کاهش یافت، در حالی که در متغیرهای عضلانی اندام فوقانی کاهش معناداری دیده نشد. نتیجه این که شاید بیشترین خستگی ناشی از مسابقه ورزش سه گانه مربوط به اندام تحتانی باشد (۲۱).

نتیجه گیری نهایی

با وجود نتایج مطالعات پیشین مبنی بر عدم تغییر معنادار الگوی دویدن متعاقب خستگی دوچرخه سواری در سه گانه کاران حرفه‌ای، نتایج این مطالعه نشان داد که در ورزشکاران مبتدی سه گانه، تغییراتی در هم‌انقباضی عضلات اطراف زانو طی دویدن به دنبال خستگی ناشی از رکاب زدن ایجاد شده است. این تغییرات می‌تواند باعث کاهش در عملکرد حرکتی و تغییر الگوی دویدن و حتی بروز آسیب شود.

تشکر و قدردانی

نویسندگان نهایت قدردانی و امتنان خود را از مسئولین محترم دانشگاه بوعلی سینا، هیئت دوچرخه سواری استان همدان و کلیه ورزشکارانی که در این تحقیق صادقانه و مشتاقانه همکاری کردند اعلام می‌دارند.

افزایش هم‌انقباضی عضلات داخلی می‌تواند با استناد به مطالعات پیشین، این گونه حدس زد که احتمال خستگی حاصل از رکاب زدن سبب افزایش گشتاور ابداکشنی زانو شده باشد (۱۹). افزایش گشتاور اداکشنی زانو در مقابله با افزایش گشتاور ابداکشنی خارجی زانو می‌تواند در بلندمدت باعث استئوآرتریت کندیل داخلی زانو و هم چنین آسیب به رباط‌های جانبی زانو گردد (۱۹).

این احتمال هم وجود دارد که افزایش هم‌انقباضی جهت‌دار عضلات اکستنسور در مرحله بدون حمایت مشاهده شده هم می‌تواند سبب افزایش مصرف انرژی شود. البته برای شناسایی دلیل اصلی افزایش هم‌انقباضی عضلات اکستنسوری نیاز به بررسی کینماتیکی است. هر چند نمی‌توان تفسیر دقیقی از علت افزایش هم‌انقباضی عضلات اکستنسور در مرحله بدون حمایت بیان کرد ولی آنچه مسلم است این است که هر گونه تغییر در الگوی فعالیت عضلات می‌تواند سبب اتلاف انرژی و یا زمینه ساز بروز آسیب شود.

در این مطالعه هر چند تلاش شد تا شرایط آزمایشگاهی تا حد ممکن مانند محیط مسابقه شبیه‌سازی شود، ولی با توجه به محدودیت تجهیزات اندازه‌گیری، امکان انجام آزمودن‌ها در پیست یا محیط تمرین واقعی وجود نداشت. همچنین به دلیل کمبود امکانات آزمایشگاهی و دشواری کار، قادر به اندازه‌گیری خستگی ناشی از شنا نبودیم. البته ذکر این نکته را نباید از نظر دور داشت که تحقیقات موجود در این حیطه نیز هم بیشتر بر روی خستگی مرحله دوچرخه سواری بر متغیرهای دویدن متمرکز بوده‌اند. همچنین از معدود تحقیقاتی که در شرایط مسابقه‌ای علل خستگی عضلانی و ارتباط آن با برخی از متغیرهای فیزیولوژیکی و بیومکانیکی را

References

1. Millet GP, Candau RB, Barbier B, Busso T, Rouillon JD, Chataud JC. Modelling the transfers of training effects on performance in elite triathletes. *Int J Sports Med* 2002;23(1):55-63.
2. Chapman AR, Vicenzino B, Blanch P, Dowlan S, Hodges PW. Does cycling effect motor coordination of the leg during running in elite triathletes? *J Sci Med Sport* 2008;11(4):371-380.
3. Heiden T, Burnett A. The effect of cycling on muscle activation in the running leg of an Olympic distance triathlon. *Sport Biomech* 2003;2(1):35-49.
4. Bernard T, Vercruyssen F, Grego F, Hausswirth C, Lepers R, Vallier JM, Et al. Effect of cycling cadence on subsequent 3 km running performance in well trained triathletes. *Br J Sports Med* 2003;37(2):154-159.
5. Hausswirth C, Bigard AX, Berthelot M, Thomaïdis M, Guezennec CY. Variability in energy cost of running at the end of a triathlon and a marathon. *Int J Sports Med* 1996;17(08):572-579.
6. Marino GW, Geogan J. Work-energy analysis of triathletes running under bike/run and run only conditions. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*. 2008;86-89.
7. Migliorini S. The triathlon: acute and overuse injuries. *J Sports Traumatol Relat Res* 2000; 22:186-95.
8. Esmacili H, Anbarian M, Hajiloo B, Sanjar MA. The im-

mediate effect of foot insole on electromyography activity and co-contraction of leg muscles in individuals with flat feet. *J Res Rehabil Sci* 2013;9(2):295-307.

9. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clin Biomech* 2009;24(10):833-841.

10. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995;3(4):193-214.

11. Rendos NK, Harrison BC, Dicharry JM, Sauer LD, Hart JM. Sagittal plane kinematics during the transition run in triathletes. *J Sci Med Sport* 2013;16(3):259-65.

12. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Et al. European Recommendations for Surface Electromyography. *Roessin Res Dev* 1999;8(2),13-54.

13. Schipplein OD, Andriacchi TP. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res* 1991;9(1):113-119.

14. Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(1):134-143.

15. Bonacci J, Vleck V, Saunders PU, Blanch P, Vicenzino B. Rating of perceived exertion during cycling is associated with

subsequent running economy in triathletes. *J Sci Med Sport* 2013;16(1):49-53.

16. Sewell D, Watkins P, Griffin M. *Sport and Exercise Science: An introduction*. Routledge publisher (NY); 2005;217-218.

17. Rutherford DJ, Hubley-Kozey CL, Stanish WD. The neuromuscular demands of altering foot progression angle during gait in asymptomatic individuals and those with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2010;18(5):654-661.

18. Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. *Clin Biomech* 2008;23(1):71-80.

19. Anbarian M, Esmailie H, Hosseini Nejjad E, Rabiei M, Bina-baji B. Comparison of knee joint muscles' activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running. *J Res Rehabil Sci*, 2012;8 (2):298-309.

20. Kellis E, Zafeiridi A, Amiridis IG. Muscle coactivation before and after the impact phase of running following isokinetic fatigue. *J Athl Train* 2011;46(1):1-11.

21. Del Coso J, González-Millán C, Salinero JJ, Abián-Vicén J, Soriano L, Garde S, Et al. Muscle damage and its relationship with muscle fatigue during a half-iron triathlon. *PLoS one* 2012;7(8):e43280.

The Effect of Pedaling and Fatigue on Changes of Knee Muscles Co-contraction During Running in Triathletes

Mehrdad Anbarian^{1*},
Mostafa Sepehrian¹,
Farzad Nazem²,
Behrooz Hajiloo¹

1. Department of Sport Biomechanics, Physical Education Faculty, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran.

2. Department of Sport Physiology, Physical Education Faculty, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran.

* Corresponding author:
Faculty of Physical Education, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran.
Tel: 081-38381422
Email: m_anbarian@yahoo.com

Abstract

Received: Oct. 30, 2014 Accepted: Jan. 16, 2015

Objective: The purpose of this study was to determine the effect of cycling fatigue on co-activation of knee muscles during running in novice triathletes.

Methods: Twelve novice male triathletes aged 23.7 ± 2.1 years participated in this quasi experimental study. Surface electromyographic activity from gastrocnemius, rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris and semitendinosus were recorded during support and non-support phases of running before and after cycling fatigue protocol. General and directed co-activation of the knee muscles were calculated. Paired t-test was used to analyze the data ($P \leq 0.05$).

Results: General co-activation was significantly reduced in propulsion sub-phase, total support and non-support phases after fatigue ($p=0.001$), but there were not any differences in heel contact and midstance sub-phases. Fatigue only altered directed co-activation of medial and lateral knee muscles during heel contact sub-phase ($p=0.034$). Extensor and flexor directed co-activation during non-support phase of running significantly decreased after fatigue ($p=0.011$).

Conclusion: Changes in the co-activation during running after cycling fatigue can alter running pattern and reduce the knee function consequently, causing injuries to the lower limbs in novice triathletes.

Keywords: Triathlon, Fatigue, Cycling, Running, Electromyography.

آقای دکتر فرزاد ناظم، دانشیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بوعلی سینا، حائز رتبه اول در اولین کنکور متمرکز سازمان سنجش کشور (دکترای تخصصی) - دانشگاه تربیت مدرس ۱۳۶۹، رتبه اول در نشر مقالات فارسی مجلات نمایه شده



داخلی (۱۳۹۳) در اعضای هیات علمی: معاونت پژوهش و فناوری دانشگاه بوعلی سینا (نکوداشت هفته پژوهش) و مطابق گزارش مرکز منطقه‌ای اطلاع رسانی علوم و فناوری شیراز (۱۳۸۸). ایشان در کارنامه پژوهشی خود ترجمه کتاب متابولیسم و فعالیت بدنی: کتاب برگزیده سال - انتشارات دانشگاه تهران، کسب رتبه ممتاز طرح تحقیقاتی برون دانشگاهی، انتخاب مقاله (طراحی دستگاه آزمایشگاهی ارگوسینا) در جشنواره بین‌المللی خوارزمی در سال ۱۳۷۸، درج بیش از ۶۰ مقاله در مجلات معتبر علمی - پژوهشی داخل و مجلات خارجی نمایه شده، طراحی و ساخت ۳ دستگاه آزمایشگاهی برای اهداف سنجش قابلیت‌های فیزیولوژی ورزش، انجام پروژه‌های کاربردی در حیطه فیزیولوژی ورزش بالینی در غالب پروژه‌های تحصیلات تکمیلی مانند: برنامه‌های توانبخشی ورزش در بیماران (دیابت، تالاسمی، پارکینسون، آسم، سی پی، بیماری قلبی) با همکاری اساتید دانشگاه‌های علوم پزشکی و پژوهشگاه تربیت بدنی وزارت علوم را دارد.

آقای دکتر مهرداد عنبریان، دانشیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بوعلی سینا، دارای مدرک دکترای تخصصی بیومکانیک ورزشی در سال ۲۰۰۵ میلادی از دانشگاه مونترال کانادا. زمینه تحقیقاتی مورد علاقه:



بیومکانیک اندام تحتانی و نقش دفورمیتی‌های ساختاری پا در حرکات انسان. ایشان دارای ۲ کتاب تالیفی: انتشارات دانشگاه پیام نور و یک کتاب ترجمه: انتشارات دانشگاه بوعلی سینا و ارائه بیش از ۵۰ مقاله در کنفرانس‌های داخلی و بین‌المللی و چاپ بالغ بر ۳۰ مقاله در مجلات علمی-پژوهشی داخلی و مجلات خارجی می‌باشد.

آقای بهروز حاجیلو، دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا از سال ۱۳۹۳ می‌باشد. زمینه تحقیقاتی مورد علاقه ایشان بیومکانیک اندام تحتانی در حرکات انسان و خستگی عضلانی است و دارای ۶ مقاله علمی-پژوهشی، ۲ مقاله ارائه شده در همایش‌ها و مشارکت در ترجمه یک کتاب را در کارنامه پژوهشی خود دارد.



آقای مصطفی سپهریان، دارای مدرک کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی در سال ۱۳۹۲ از دانشگاه بوعلی سینا و زمینه تحقیقاتی مورد علاقه ایشان بیومکانیک اندام تحتانی و آنالیز گیت می‌باشد. ایشان دارای ۵ مقاله ارائه و چاپ شده در همایش‌ها و مجلات داخلی است.

