مقایسه اثر دو روش رکاب‌زدن بر شاخص خستگی و فعالیت عضلات اندام تحتانی دوچرخه‌سواران جاده

معصومه عبدی*، حامد اسماعیلی، فرزاد ناظم***، مهرداد عنبریان[1]******

* کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان.

** دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان.

*** دانشیار فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان.

**** دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان.

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۲/۸/۱۷ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۱۰/۷

چکیده

هدف این مطالعه مقایسه اثر دو روش رکاب‌زدن بر شاخص خستگی و فعالیت عضلات اندام تحتانی دوچرخه‌سواران جاده بود. هشت دوچرخه‌سوار جاده در دو جلسه مجزا با فاصله یک‌هفته در آزمایشگاه حاضر شدند. در یک جلسه با روش فقط فشار و در جلسه دیگر با روش فشار-کشش رکاب زدند. فعالیت الکترومایوگرافی سطحی عضلات راست‌رانی، پهن خارجی، پهن داخلی، دوسررانی، نیم‌وتری، دوقلوی خارجی، دوقلوی داخلی و درشت‌نی قدامی ثبت شد. هر نوبت آزمایش تا حد واماندگی و براساس پروتکل ازپیش‌تعیین‌شده انجام شد. بین فازهای فشار و استراحت حین دو روش رکاب‌زدن در فعالیت عضلات اختلاف معنادار بود، اما در روش فقط فشار فعالیت عضلات به‌طور معناداری بیشتر بود. همچنین دوچرخه‌سواران با روش کشش- فشار دیرتر به واماندگی رسیدند. باتوجه به نتایج این مطالعه، روش رکاب‌زدن کشش- فشار باعث فعالیت کمتر عضلات و به تبع آن باعث افزایش کارایی می‌شود. به دوچرخه‌سواران جاده پیشنهاد می‌شود که از روش کشش- فشار برای رکاب زنی استفاده کنند.

واژه‌های کلیدی: دوچرخه‌سواری، تکنیک رکاب‌زدن، الکترومیوگرافی، خستگی.

Comparison the effects of two pedaling methods on lower limb muscles activity and fatigue index in road cyclists

Abdi,M*., Esmaeili,H., Nazem,F***., Anbarian,M******

* Master of Science, Sports Biomechanic, Factuly of Physical Education and Sport Sciences Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

** PhD Student, Sports Biomechanic, Factuly of Physical Education and Sport Sciences Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

*** Associate Professor, Sports Physiology, Factuly of Physical Education and Sport Sciences Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

**** Associate Professor, Sports Biomechanic, Factuly of Physical Education and Sport Sciences Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

Abstract

The aim of this study was to compare the effects of two pedaling methods on lower limb muscles fatigue index and muscular activity in road cyclists. For this purpose eight road cyclists participated in two separately session in laboratory. They were pedaling with pushing technique in first session and circling (pulling-pushing) technique in the other session. Surface electromyography activity of the Rectus Femoris, Vastus Medialis, Vastus Lateralis, Biceps Femoris, Semitendinosous, Gastrocnemius Medialis, Gastrocnemius Lateralis and Tibialis Anterior muscles of the subjects were recorded. Each session was performed according to predetermined protocol until exhaustion. There was a significant difference between pushing and rest phases during two pedaling techniques with higher muscle activity in pushing technique. Subjects during circling technique exhausted later. According to the results of this study, the circling technique caused lower muscle activity consequently, increases gross efficiency. It is recommended that road cyclists utilize the circling technique.

Keywords: Cycling, Pedaling Technique, Electromyography, Fatigue

1. m_anbarian@yahoo.com

مقدمه

مسابقات دوچرخه‌سواری جاده از سال ۱۸۹۶ در المپیک مدرن و به صورت تور برگزار می‌شود (۱). مسابقات تور در چند مرحله انجام می‌شود و میانگین مسافت در هر مرحله حدود ۱۵۵ کیلومتر است. با توجه به جذابیت و اهمیت این رشته در ارتقای سلامت دستگاه قلبی-عروقی، هرچه افراد بیشتری به سمت این رشته گرایش پیدا می‌کنند، به طور طبیعی آسیب‌های ناشی از این رشته نیز افزایش پیدا می‌کند. البته ازآنجاکه این رشته ورزشی بدون تحمل وزن است، میزان آسیب در آن نسبت به بسیاری از رشته‌های ورزشی کمتر است. با این حال به‌علت طولانی‌بودن زمان پرداختن به تمرین و مسابقات در این رشته، صدمات ناشی از فعالیت بیش‌ازحد و خستگی شایع‌تر است (۲). ویلبر و همکاران (۱۹۹۵) در مطالعه‌ای شیوع آسیب ورزشی را در ۲۹۴ مرد و ۲۲۴ زن که به طور تفریحی دوچرخه‌سواری می‌کردند بررسی و گزارش کردند که ۸۵ درصد از آزمودنی‌ها دچار یک یا چند آسیب ناشی از پرکاری شده بودند که از این میان ۳۰ درصد نیاز ضروری به درمان پزشکی پیدا کرده بودند. در مطالعه آنان، ناحیه گردن با ۴۸/۸ درصد و زانو با ۴۱/۷ درصد شایع‌ترین نواحی آسیب‌دیده را به خود اختصاص داده بودند (۳). هولمز و همکاران بیان کردند که درد زانو رایج‌ترین مشکل استفاده بیش‌ازحد اندام تحتانی در دوچرخه‌سواران است که می‌تواند ناشی از اکستنسورهای قوی زانو باشد (۴).

در مرور تحقیقات انجام‌شده مرتبط با بهبود کارایی و عملکرد ورزش دوچرخه‌سواری، مطالعات متعددی به وضعیت بدنی و عملکرد دوچرخه‌سوار و هندسه دوچرخه پرداخته‌اند (۹-۵). خوشبختانه این تحقیقات تا به امروز در بهبود و تکامل وضعیت دوچرخه ازلحاظ نیروهای کششی و پیش‌ران موثر بوده است. برخی از این مطالعات به تعیین نرخ رکاب‌زنی بهینه، طول بهینه قامه[1] و ارتفاع مناسب صندلی پرداخته‌اند (۸،۱۰). دستکاری دنده‌ها و شکل چرخ‌دنده دوچرخه نیز برای تعیین تأثیر این عوامل به خروجی توان و کارایی فیزیولوژیکی و مکانیکی مرکز توجه محققان قرار گرفته است (۹،۱۱). گروهی از محققان هم از ابزار و روش‌های تجزیه و تحلیل بیومکانیکی نظیر مبدل‌های نیرو، تحلیل ویدیویی و مدل‌های کینماتیکی به منظور به حداقل رساندن هزینه انرژی در فشاردادن پدال سود برده‌اند. برای مثال گنزالز و هال (۱۹۸۹) نحوه قرارگیری پا در صفحه پدال را بررسی و گزارش کردند که طول بهینه قامه، ارتفاع صندلی و وضعیت طولی پا روی پدال با افزایش قد و قامت دوچرخه‌سوار افزایش پیدا می‌کند اما نرخ رکاب‌زنی و زاویه صندلی کاهش می‌یابد (۷). علاوه بر ملاحظات مکانیکی مذکور که درباره بهبود عملکرد دوچرخه‌سواران انجام شده است، برخی تحقیقات نیز بر ویژگی و تکنیک رکاب‌زدن متمرکز شده‌اند. برای مثال، کورف و همکاران (۲۰۰۷) چهار شیوه مختلف رکاب‌زدن را بررسی و گزارش کردند که روش‌های متفاوت رکاب‌زنی در کارایی دوچرخه‌سواران اثربخش است. البته آنها به این نکته هم اشاره کردند که اثربخشی مکانیکی نشان‌دهنده تفاوت کارایی کلی بین تکنیک‌های مختلف رکاب‌زدن نیست و به عوامل دیگر هم مرتبط است (۱۲). همچنین کانن و همکاران (۲۰۰۷) در مطالعه خود که درباره تکنیک‌های مختلف پدال‌زدن انجام گرفت، بیان کردند که رکاب‌زدن همراه با دورسی فلکشن

1. Crank

بیشتر در فاز فشار (توان) در دوچرخه‌سواران تمرین کرده، باعث افزایش در فعالیت عضله دوقلوی خارجی شده و درنهایت باعث کاهش کارایی کلی می‌شود (۱۳).

با توجه به زمان صرف‌شده در مسابقات دوچرخه‌سواری جاده، این رشته ورزشی ماهیت استقامتی دارد و یکی از پیامدهای طبیعی آن خستگی است. خستگی با تداوم در فعالیت و انقباضات مکرر عضلات به وجود می‌آید و سبب کاهش توانایی و کارایی عضله در تولید نیرو می‌شود (۱۴). نقصان در فعالیت عضلات متعاقب خستگی، ضروری است که خستگی ناشی از فعالیت دوچرخه‌سواری و تأثیر آن بر عملکرد ورزشکار با هدف طراحی برنامه تمرینی و به‌کارگیری روش‌های کاهش خستگی مورپرداخت دقت نظر قرار گیرد. نتایج مطالعات پیشین حاکی از تغییر فعالیت الکتریکی عضلات با تغییر شیوه رکاب‌زدن دوچرخه است (۱۳). بنابراین شیوه رکاب‌زدن نامناسب می‌تواند سبب تغییر در الگوی فعالیت عضلانی و درنتیجه بروز خستگی زودرس شود. ازسویی، خستگی با کاهش قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات ممکن است بر هم‌انقباضی عضلات اطراف مفاصل و تغییر در حس وضعیت مفصل تاثیرگذار باشد که افزایش خطر آسیب‌دیدگی مفصل را به همراه خواهد داشت (۱۵)، موضوعی که از دید مطالعات دور مانده است. هدف این مطالعه مقایسه تأثیر دو روش متفاوت رکاب‌زدن بر شاخص خستگی و فعالیت عضلات اندام تحتانی دوچرخه‌سواران بود. نتایج این مطالعه می‌تواند در درک عمیق‌تر از خستگی دوچرخه‌سواران و کمک به انتخاب تکنیک رکاب‌زدن بهینه ازمنظر فعالیت عضلانی کمک‌کننده باشد.

روش‌شناسی

۸ نفر از اعضای تیم دوچرخه‌سواری جاده همدان (سن: ۳/۲۸ ± ۲۷/۷۵ ، قد: ۶ ± ۱۷۳ سانتی‌متر، جرم: ۱۲/۱۹ ± ۷۲/۱۲ کیلوگرم) با دست‌کم ۳ سال سابقه تمرین و شرکت در مسابقات به صورت دردسترس در این مطالعه نیمه‌تجربی مشارکت کردند. آزمودنی‌ها پس‌از اطلاع از روند پژوهش رضایت خود را مبنی بر مشارکت در آزمایش به صورت کتبی اعلام کردند. آزمودنی‌ها در دو نوبت مجزا که با فاصله یک‌هفته برگزار شد در آزمون‌های این مطالعه شرکت کردند (۱۶). هر آزمودنی یک جلسه با روش اول (فقط فشار) و جلسه دیگر را با روش دوم (فشار-کشش) رکاب زد. انتخاب ترتیب این جلسات برای آزمودنی‌ها به صورت تصادفی انجام شد تا از تأثیر ناخواسته تمرین‌ها در فاصله دو جلسه جلوگیری شود. برای کسب اطمینان از اجرای صحیح روش اول (فقط فشار) دوچرخه‌سواران از کفش‌های بدون گوه استفاده کردند تا قادر نباشند، حتی به طور ناخودآگاه، در فاز استراحت رکاب را بالا بکشند، اما در روش دوم، گوه کفش‌ها نصب شد تا دوچرخه‌سواران بتوانند توأمان از فشار و کشش استفاده کنند. آزمودنی‌ها در هر دو روش رکاب‌زدن برای رسیدن به خستگی با سرعت چرخش پایی که قبل‌از شروع آزمون طراحی و آزمایش شده بود روی دوچرخه‌ای که فاصله زین تا مرکز چرخه قامه در آن با توجه به طول اندام تحتانی هریک از آزمودنی‌ها تنظیم شده بود، رکاب زدند تا به حد واماندگی برسند. از آزمودنی‌ها خواسته شد که برنامه غذایی خود را ۲۴ ساعت قبل از آزمون اول ثبت کنند و همان برنامه را در ۲۴ ساعت قبل‌از آزمون دوم داشته باشند (۱۷). همچنین آزمودنی‌ها ۲۴ ساعت قبل‌از

آزمون‌ها هیچ‌گونه برنامه تمرینی شدید یا کار خسته‌کننده‌ای انجام ندادند (۱۷و۱۸). در دقایق ۵، ۱۰، ۱۵، ۲۰ و پس از آن در هر دقیقه رکاب‌زدن (۱۷) فعالیت EMG منتخبی از عضلات اندام تحتانی به‌وسیله الکترودهای سطحی ثبت شد (شکل ۱). در پایان هر آزمون، برای تعیین و حصول اطمینان از میزان خستگی آزمودنی و واقعی‌بودن واماندگی، از مقیاس ۶ تا ۲۰ رتبه‌ای بورگ استفاده شد. در پایان هر آزمون، از آزمودنی خواسته می‌شد که از عدد ۶ تا ۲۰ یک عدد را که نشانه خستگی اوست بیان کند. عدد ۶ نشان‌دهنده خسته نبودن و رتبه ۱۷ تا ۲۰ نشان‌دهنده واماندگی در نظر گرفته شد (۱۹ و ۲۰).

شکل ۱. نحوه اجرای پروتکل مورد استفاده در تحقیق

برای ثبت فعالیت عضلانی از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله ME6000 با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز استفاده شد. الکترودهای سطحی براساس پروتکل اروپایی SENIAM در محل‌های مد نظر 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)،

نیم‌وتری (سطح خلفی داخلی ران)، دوقلوی داخلی (برجستگی داخلی عضله)، دوقلوی خارجی (برجستگی خارجی عضله) و عضله درشت نی قدامی (یک‌سوم فوقانی فاصله بین سر فوقانی استخوان نازک‌نی و قوزک داخلی مچ پا) پای راست آزمودنی‌ها نصب شد (۲۱). پس‌از اتصال الکترودها، برای گروه‌های عضلانی حداکثر کوشش ارادی ایزومتریک (MVIC)[1] انجام شد. سپس روی زانوی آزمودنی‌ها، الکتروگونیامتر (بیومتریکس مدل SG150) متصل شد تا فازهای پایین‌رفتن و بالاآمدن رکاب قابل تشخیص باشد. به‌طوری‌که با قراردادن رکاب در زوایای صفر و ۱۸۰ درجه از چرخه قامه زاویه زانو در حداکثر و حداقل زاویه ممکن خود ثبت شد و با کم‌شدن زاویه زانو، فاز پایین‌رفتن و با افزایش زاویه زانو فاز بالارفتن تحت بررسی قرار گرفت. همچنین برای اندازه‌گیری طول زمانی که هر آزمودنی قادر به رکاب‌زدن تا رسیدن به واماندگی بود، از کرونومتر پولار مدل R6001 استفاده شد. روند اجرای آزمون به‌طور مختصر در جدول ۱ آمده است.

برای تجزیه و تحلیل اطلاعات خام به‌دست‌آمده از الکترودهای سطحی، از نرم‌افزار Mega Win 3.0.1 و فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۴۵۰ هرتز استفاده شد (۲۲). ریشه مجذور میانگین (RMS)[2] هر فاز برای هر فرد تحت بررسی قرار گرفت و درنهایت در هر فاز فعالیت عضلات به‌عنوان درصدی از حداکثر مقدار ایزومتریک خود بیان شدند. در هر بازه اندازه‌گیری فعالیت عضلانی، سه‌بار پایین‌آمدن و سه‌بار بالاآوردن برای هر آزمودنی ارزیابی شد و میانگین سه فاز در هر بازه اندازه‌گیری تحت تحلیل آماری قرار گرفت. درنهایت میانگین هر پنج نوبت ثبت‌شده، در این مطالعه بررسی شد.

جدول ۱. خلاصه روند اجرای آزمون

بازه زمانی (دقیقه)	نرخ رکاب‌زدن (rpm)	میانگین نسبت چرخش*
۰ تا ۵	۶۰	۱/۹۵
۶ تا ۱۰	۸۰	۲/۶۵
۱۱ تا ۱۵	۱۰۰	۳/۳
۱۶ تا ۲۰	۱۱۰	۳/۹
۲۱ تا رسیدن به واماندگی	۱۲۰	۴/۴۳

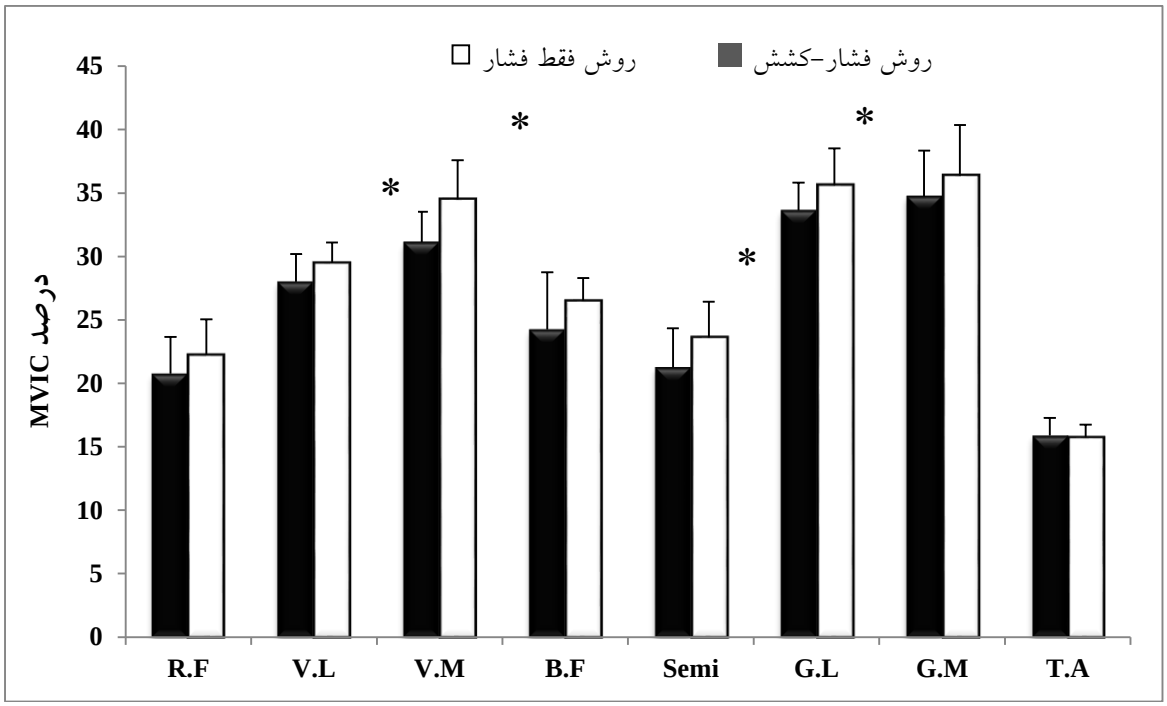
* این نسبت از تقسیم اندازه چرخ‌دنده جلو به چرخ‌دنده عقب به دست آمده است و با تعویض دنده تغییر می‌کند. هرقدر این نسبت بزرگ‌تر باشد نیروی بیشتری برای به گردش درآوردن قامه نیاز است. هدف از تغییردادن این نسبت (با تعویض دنده) افزایش فشار در دقایق متوالی است. اندازه این نسبت و سرعت چرخش پا تعیین‌کننده میزان فشار است.

برای بررسی طبیعی‌بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو- ویلک استفاده شد. آزمون تی همبسته برای مقایسه بین دو روش برای آزمودنی‌ها و فازهای بالا و پایین‌آمدن رکاب استفاده شد. از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ با سطح معناداری α=۰/۰۵ برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد.

1. Maximum Voluntary Isometric Contraction.
2. Root Mean Square.

یافته‌ها

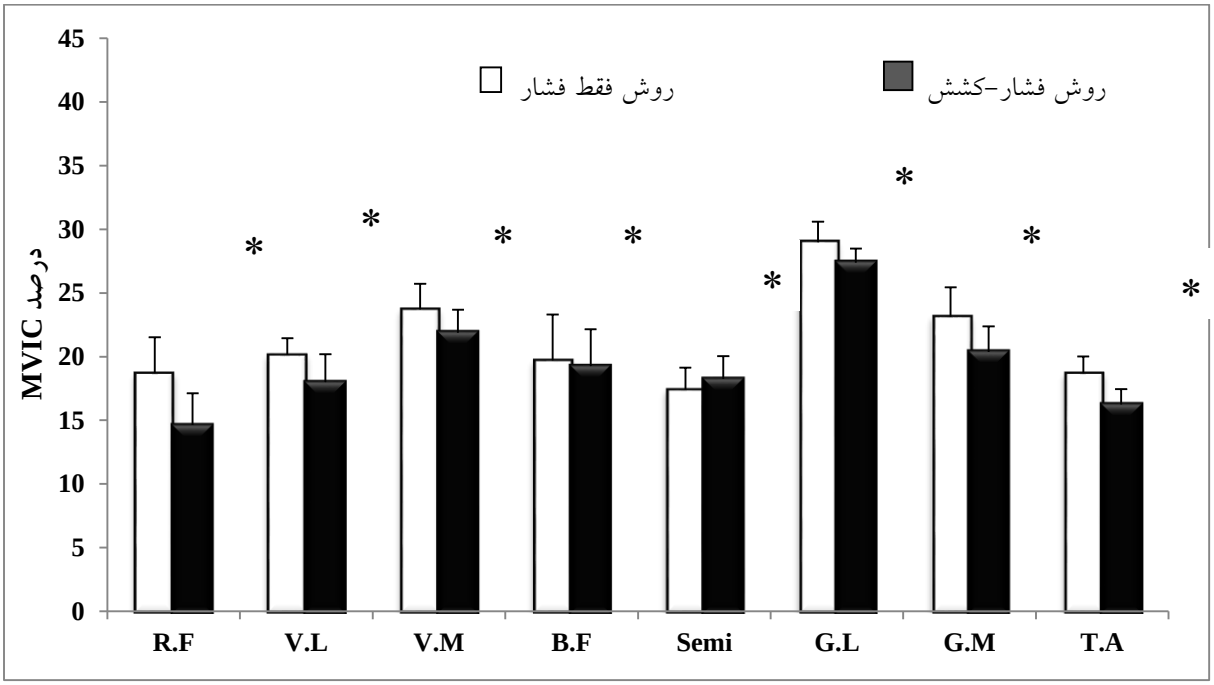
نتایج مقایسه فعالیت عضلات اندام تحتانی در فاز فشار (حرکت رو به پایین پدال) طی دو روش رکاب‌زدن در شکل ۲ آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، شدت فعالیت عضلات پهن خارجی (p=۰/۰۱۴)، پهن داخلی (p=۰/۰۱۹)، نیمه‌وتری (p=۰/۰۴۸) و دوقلوی خارجی (p=۰/۰۰۶) در فاز فشار در رکاب‌زدن با روش فشار-کشش به طور معناداری نسبت به روش فقط فشار کمتر است. در میزان فعالیت عضله راست‌رانی، دوسررانی، دوقلوی خارجی و درشت نیی قدامی اختلاف معناداری مشاهده نشد.



شکل ۲. مقایسه میزان فعالیت عضلات در فاز فشار بین روش‌های رکاب‌زدن فقط فشار و روش فشار-کشش

اختصارات:R.F: عضله راست رانی؛ V.L: عضله پهن خارجی؛ V.M: عضله پهن داخلی؛ B.F: عضله دوسر رانی؛ Semi: عضله نیم وتری؛ G.L: عضله دوقلو خارجی؛ G.M: عضله دوقلو داخلی؛ T.A: عضله درشت نئی قدامی.

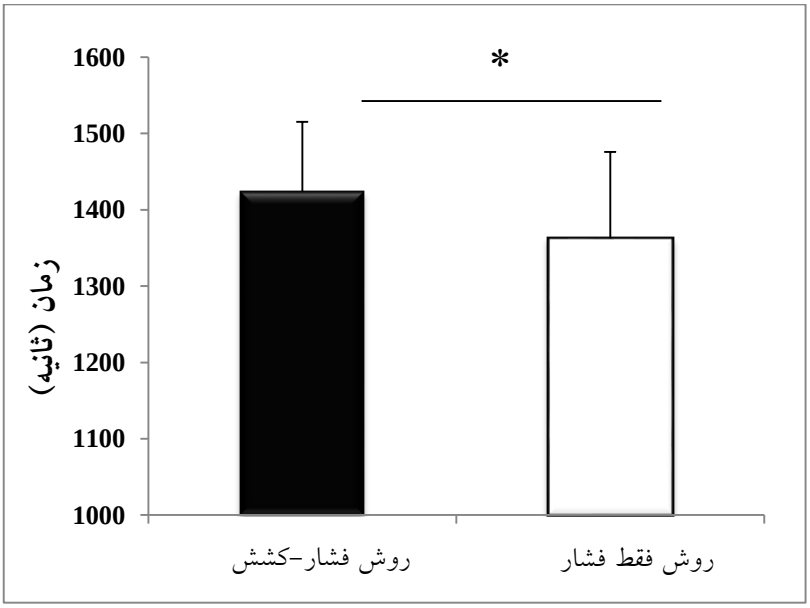
نتایج مقایسه میزان فعالیت عضلات در فاز استراحت دو نوع رکاب‌زدن در شکل ۳ آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، میزان فعالیت عضلات راست‌رانی (p=۰/۰۰۱)، پهن داخلی (p=۰/۰۰۱)، پهن خارجی (p=۰/۰۰۱)، دوقلوی خارجی (p=۰/۰۰۱)، دوقلوی داخلی (p=۰/۰۰۱) و درشت نی قدامی (p=۰/۰۰۲) در روش فقط فشار به‌طور معناداری بیشتر از وضعیت فشار-کشش است. درحالی‌که فعالیت عضله نیمه‌وتری در روش فشار-کشش به‌طور معناداری در این فاز از روش فقط فشار بیشتر است (p=۰/۰۳۱).



شکل ۳. مقایسه میزان فعالیت عضلات در فاز استراحت بین روش رکاب‌زدن با روش فقط فشار و روش فشار-کشش

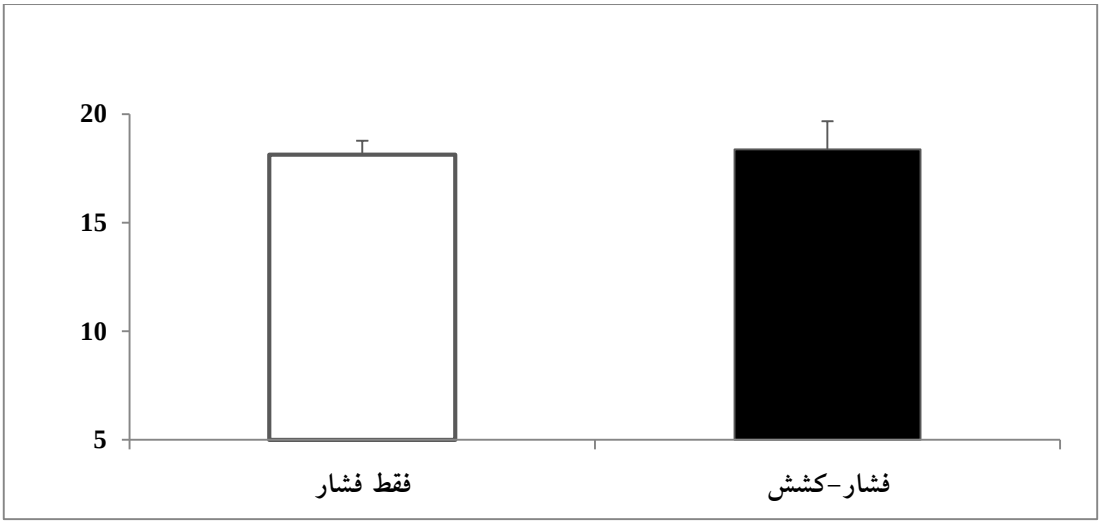
اختصارات: R.F: عضله راست رانی؛ V.L: عضله پهن خارجی؛ V.M: عضله پهن داخلی؛ B.F: عضله دوسر رانی؛ Semi: عضله نیم وتری؛ G.L: عضله دوقلو خارجی؛ G.M: عضله دوقلو داخلی؛ T.A: عضله درشت نئی قدامی.

نتایج مربوط به زمان رسیدن به واماندگی در شکل ۴ نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، مدت‌زمان رسیدن به واماندگی (پایان آزمون) با روش فشار-کشش، به نسبت روش فقط فشار طولانی‌تر بود. بدین‌معنی که دوچرخه‌سواران حاضر در این پژوهش با روش رکاب‌زدن فشار-کشش دیرتر به واماندگی رسیده‌اند ($p=۰/۰۱۸$).



شکل ۴. مقایسه بین زمان رسیدن به واماندگی در روش مختلف رکاب زدن.

در انتهای هر دو آزمون، آزمودنی‌ها درک خود را از میزان فشار با رتبه‌های ۱۷ تا ۲۰ آزمون بورگ بیان داشتند. این نتایج به تفکیک آزمودنی‌ها و در دو نوبت آزمون در شکل ۵ آمده است. نتایج حاکی از خستگی افراد شرکت‌کننده در این پژوهش است. مقادیر رتبه بورگ بین دو گروه اختلاف معناداری نداشت (P=۰/۵۹۸).



شکل۵. مقایسه رتبه‌های بورگ که آزمودنی‌ها بیان کرده‌اند ر پایان هر آزمون در دو روش رکاب‌زدن.

بحث

هدف این مطالعه مقایسه اثر دو روش متفاوت رکاب‌زدن بر شاخص خستگی و فعالیت عضلات اندام تحتانی دوچرخه‌سواران جاده بود. نتایج نشان داد که طی فاز توان (حرکت رو به پایین پدال) در روش فقط فشار، عضلات پهن داخلی، پهن خارجی، نیمه وتری و دوقلوی داخلی فعالیت بیشتری را نسبت به روش کشش- فشار از خود نشان دادند. همچنین طی فاز استراحت (حرکت رو به بالای پدال) در روش کشش- فشار تمام عضلات به‌جز عضلات نیمه‌وتری و دوسررانی فعالیت بیشتری نسبت به روش فقط فشار از خود به نمایش گذاشتند. در فاز استراحت روش کشش-فشار، فعالیت عضله نیمه‌وتری به طور معناداری از همین مؤلفه در روش فقط فشار بیشتر بود. همچنین هنگامی‌که آزمودنی‌ها با روش فشار-کشش رکاب می‌زدند دیرتر به واماندگی رسیدند، این درحالی است که طی هردو روش رکاب‌زدن در این پروتکل، افراد به خستگی رسیده بودند (مقادیر بالای ۱۷ در مقیاس بورگ). در فاز فشار (حرکت پدال رو به پایین)، گروه عضلات اکستنسور زانو حرکت‌دهنده اصلی هستند تا به سمت رکاب انرژی پیش‌ران تولید کنند (۲۳). نتایج ما نشان داد که هنگام فاز رو به پایین در روش کشش- فشار، فعالیت عضلات پهن داخلی و خارجی به‌طور معناداری کمتر از روش فقط فشار بود. براساس نظر سو و همکاران محتمل است که دلیل اصلی کاهش فعالیت در فاز فشار، کاهش مقاومت رکاب باشد که خود نتیجه انقباض عضلات پای مخالف است که به شکل فعال رکاب را بالا می‌کشند. این همکاری عضلانی پای مخالف در کاهش نیروی لازم برای پایین‌راندن رکاب در فاز فشار در ازای افزایش فعالیت عضلات پای مخالف در فاز استراحت انجام می‌شود (۲۴). نتایج تحقیق ما نیز بیشتربودن فعالیت عضله

نیمه‌وتری در فاز استراحت (حرکت پدال رو به بالا) را در روش کشش–فشار نشان داد که به نظر می‌رسد فعالیت بیشتر این عضله در فاز استراحت به اکستنسورهای زانوی مقابل در تولید نیروی روبه‌پایین کمک می‌کند و باعث کاهش فعالیت عضلات اکستنسور زانو می‌شود. ازسویی هم در مطالعه دورل و همکاران نشان داده شد که افزایش فعالیت عضلات همسترینگ و سرینی بزرگ که بر ران و زانو تأثیرگذار هستند، با ایجاد گشتاورهای اکستنسوری در ران و فلکسوری در زانو، می‌توانند استراتژی جبرانی برای غلبه بر خستگی عضلات چهارسر و کاهش تولید نیرو در اکستنسورهای زانو در نظر گرفته شوند (۲۵). این عضلات به افزایش نیروی پیش‌ران حاصل از انقباض عضلات اکستنسور ران و کاهش فعالیت آنها کمک می‌کنند.

همان‌طور که نتایج مطالعه حاضر نشان داد، در روش کشش–فشار آزمودنی‌ها به‌طور معناداری دیرتر از وضعیتی که با روش فقط فشار رکاب می‌زدند به واماندگی رسیدند. این نتایج مبین فعالیت کمتر عضلات در بازه زمانی طولانی است که تأخیر در بروز واماندگی آزمودنی‌ها را نشان می‌دهد. بالاتربودن میزان فعالیت عضله به فراخوانی واحدهای حرکتی بیشتر منجر می‌شود که عضله باید برای تولید نیروی بیشتر با شدت بیشتری منقبض شود (۲۶) که با ادامه این روند، عضله زودتر به خستگی می‌رسد. ازآنجاکه در روش کشش–فشار، بخشی از نیروی واردشده بر پدال حاصل همراهی عضلات همسترینگ پای مقابل است (۱۳)، عضله به فراخوانی کمتری نیاز دارد تا نیروی مشابه را تولید کند و این باعث تأخیر در زمان رسیدن به واماندگی می‌شود. در تکمیل دلیل رسیدن دیرتر به واماندگی در روش کشش–فشار شاید بتوان به این نکته اشاره کرد که بیشتربودن فعالیت عضله با بالارفتن میزان اکسیژن مصرفی (VO_2) همراه است که هزینه مصرف انرژی را بالا می‌برد (۱۳). داک و همکاران در سال ۲۰۰۵ بیان کردند که در مدت زمان آزمایش ۳۰ دقیقه‌ای دوچرخه‌سواری (Time trial)، میزان فعالیت عضلات تغییری نمی‌کند (۲). بنابراین به نظر می‌رسد احتمالاً زودتررسیدن به واماندگی در آزمودنی‌های این مطالعه در روش فقط فشار، ناشی از فعالیت اضافی مشاهده‌شده عضلات به‌خصوص عضلات چهارسر رانی بوده باشد. در رکاب‌زنی استقامتی، کارایی مکانیکی غالباً به منزله کارایی ناخالص (Gross Efficiency) بیان می‌شود (۲۷) که عامل کلیدی در بهبود عملکرد شناخته می‌شود (۲۸). کارایی متابولیکی نیز با تعیین نسبت میزان کار تولیدشده به انرژی متابولیک صرف‌شده محاسبه می‌شود (۲۷)، بنابراین، بهبود در کارایی ناخالص دوچرخه‌سوار از افزایش در توان تولیدشده در مقدار خاصی از مصرف انرژی نشان دارد (۲۹). با توجه به نتایج این تحقیق که فعالیت کمتر عضلات را در روش کشش–فشار نشان داد می‌توان نتیجه گرفت که در این روش رکاب‌زدن افزایش کارایی ناخالص در دوچرخه‌سواران را باعث می‌شود. زیرا با فعالیت کمتر عضلات، میزان اکسیژن مصرفی کاهش می‌یابد و درنتیجه کاهش هزینه متابولیک را به همراه خواهد داشت

گروه عضلات اکستنسور زانو با تأمین بخش عمده نیرو به‌عنوان حرکت‌دهنده اصلی برای تولید انرژی به رکاب در فاز فشار به رکاب دوچرخه به شمار می‌روند (۲۳). بنابراین، دوچرخه‌سواران حرفه‌ای به منظور عملکرد بهتر در رکاب‌زنی ممکن است بر تقویت هرچه بیشتر عضلات اکستنسور زانوی خود تأکید داشته باشند. با این حال تنها تقویت عضلات چهارسران بدون درنظرگرفتن عملکرد عضلات دیگر به‌ویژه گروه عضلانی

همسترینگ و عامل هم‌انقباضی عضلات موافق و مخالف، که لازمه پایداری مفصل است، می‌تواند باعث بالارفتن احتمال خطر بروز آسیب زانو شود. بنابراین، آگاهی از ویژگی‌های درگیری عضلانی یا الگوی فراخوانی در روش‌های مختلف رکاب‌زنی به‌منظور طراحی یک برنامه تمرینی مؤثر و ویژه برای بهبود عملکرد و جلوگیری از آسیب ورزشکاران لازم و ضروری است. علاوه بر این به درمانگران ورزشی در طراحی تمرین‌های ویژه برنامه بازتوانی دوچرخه‌سواران مصدوم برای بازگشت سریع‌تر به فعالیت ورزشی کمک می‌کند تا تعیین کنند که چه عضلاتی به تمرین ویژه نیاز دارند. در اجرای فعالیت‌های بلندمدت و طاقت‌فرسا، ظرفیت تولید حداکثری نیروی عضلات به‌طور فزاینده‌ای با ادامه فعالیت کاهش پیدا می‌کند. این امر مبین این مطلب است که قبل‌از اینکه عضله قادر باشد تکلیف را به‌خوبی انجام دهد و به اتمام برساند، خستگی شروع می‌شود (۳۰). بسته به نوع تلاش انجام‌شده حین فعالیت، ممکن است آغاز و توسعه خستگی سریع یا آهسته باشد و باعث تغییر در عملکرد ورزشکار شود که البته این ازلحاظ مکانیکی قابل تشخیص است. مطالعات زیادی بر وقوع خستگی عصبی–عضلانی حین رکاب‌زنی در رشته دوچرخه‌سواری متمرکز بوده‌اند (۳۵–۳۱). از این میان برخی به کاهش حداکثر انقباضات ارادی عضله چهارسر حین تمرین زیربیشینه دوچرخه‌سواری با مدت‌زمان بالا (بیش‌از ۲ ساعت) اشاره کرده‌اند. کاهش در فعالیت عضله چهارسر، هم با سازوکار مرکزی (تغییرات عملکرد مغز و نخاع) خستگی و هم با سازوکار محیطی (تغییرات عملکردی محل اتصال عصب به عضله) خستگی، ازقبیل کاهش در فعال‌سازی عضله و کاهش تاحدود نیمی از گشتاور همراه است (۳۶ ، ۳۷). دوچرخه‌سواری علاوه‌براینکه فعالیت ورزشی است، برای تمرین توان‌بخشی نیز تمرین مناسبی شناخته می‌شود. توجه به کارایی و اثربخشی مناسب و نوع و میزان فعالیت عضلات و تواتر رکاب‌زدن و نوع ترکیب چرخ‌دنده مورد استفاده در اجرای تمرین‌های توان‌بخشی باید درنظر گرفته شود.

نتیجه‌گیری

نکته مهمی که از دید این مطالعه دور بود، کارایی مکانیکی و متابولیکی آزمودنی‌ها بود که در ورزش دوچرخه‌سواری از اهمیت زیادی برخوردار است. با این حال نقطه قوت این مطالعه استفاده از الکترومیوگرافی برای مقایسه فعالیت عضلات در دو تکنیک مختلف رکاب‌زدن بود که اطلاعات قابل استفاده‌ای را در زمینه خستگی عضلانی در دوچرخه‌سواران به منظور اتخاذ استراتژی تمرینی ارائه کرد. همچنین به خستگی و زمان رسیدن به واماندگی نیز توجه شد که به‌سهم خود اولین مطالعه‌ای است که به این عوامل به طور همزمان پرداخت. به طور کلی، نتایج این مطالعه نشان داد که رکاب‌زدن با روش کشش–فشار، با به‌کارگیری فعالیت کمتر عضلات باعث بهبود کارایی ناخالص دوچرخه‌سواران می‌شود و درنتیجه باعث می‌شود دیرتر به واماندگی و خستگی برسند. بنابراین، به دوچرخه‌سواران جاده پیشنهاد می‌شود که از روش کشش–فشار در رکاب‌زدن استفاده کنند.

تشکر و قدردانی

این مقاله از پایان‌نامه دوره کارشناسی‌ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی‌سینا استخراج شده است. از مسئولان محترم دانشگاه، تمام ورزشکاران شرکت‌کننده در این مطالعه و هیئت دوچرخه‌سواری استان همدان نهایت تقدیر و تشکر را به عمل می‌آوریم.

منابع

1. Clarsen, B., Krosshaug, T., Bahr, R. (2010). Overuse injuries in professional road cyclists. The American Journal of Sports Medicine. 38(12): 2494-501.
2. Duc, S., Betik, A.C., Grappe, F. (2005). EMG activity does not change during a time trial in competitive cyclists. International Journal of Sports Medicine. 26(2): 145–50.
3. Wilber, C.A., Holland, G.J., Madison, R.E., Loy, S.F. (1995). An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists. International Journal of Sports Medicine. 16(3): 201–6.
4. Holmes, J.C., Pruitt, A.L., Whalen, N.J. (1994). Lower extremity overuse in bicycling. Clinics in Sports Medicine. 13(1): 187–205.
5. Baum, B.S., Li, L. (2003). Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. Journal of Electromyography and Kinesiology. 13(2): 181–90.
6. Brown, D.A., Kautz, A., Dairaghi, C.A. (1996). Muscle activity patterns altered during pedaling at different body orientations. Journal of Biomechanics. 29(10): 1349–56.
7. Gonzalez, H.J., Hull, M.L. (1989). Multivariable optimization of cycling biomechanics. Journal of Biomechanics. 22(11-12): 1151–61.
8. Kautz, S.A., Hull, M.L. (1993). A theoretical basis for interpreting the force applied to the pedal in cycling. Journal of Biomechanics. 26(2): 155–65.
9. Kautz, S.A., Hull, M.L. (1995). Dynamic optimization analysis for equipment setup problems in endurance cycling. Journal of Biomechanics. 28(11): 1391–401.
10. Li, L., Baum, B.S. (2004). Electromechanical delay estimated by using electromyography during cycling at different pedaling frequencies. Journal of Electromyography and Kinesiology. 14(6): 647–52.
11. Lucia, A., Balmer, J., Davidson, R.C., Perez, M., Santalla, A., Smith, P.M. (2004). Effects of the rotor pedaling system on the performance of trained cyclists during incremental and constant-load cycle ergometer tests. nternational Journal of Sports Medicine. 25(7): 479–85.
12. Korff, T., Romer, L.M., Mayhew, I., Martin, J.C. (2007). Effect of pedaling technique on mechanical effectiveness and efficiency in cyclists. Medicine & Science in Sports & Exercise. 39(6): 991–5.
13. Cannon, D.T., Kolkhorst, F.W., Cipriani, D.J. (2007). Effect of pedaling technique on muscle activity and cycling efficiency. European Journal of Applied Physiology. 99(6): 659-64.
14. Fitts, R.H. (1994). Cellular mechanisms of muscle fatigue. Physiological Reviews. 74(1): 49–94.
15. Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: A review. Neuroscience & Biobehavioral Reviews. 36(1): 162-76.
16. Tenan, M.S., Mcmurry, R.G., Blackburn, B.T., Mcgrath, M., Leppert, K. (2010). The relationship between blood potassium, blood lactate, and EMG related to fatigue in a progressive cycling exercise test. Journal of Electromyography and Kinesiology. 21(1): 25-32.
17. Paton, C.D. (2009). Effects of shoe cleat position on physiology and performance of competitive cyclists. The International Journal of Sports Physiology and Performance. 4(4): 517-23.
18. Bini, R.R., Diefenthaeler, F., Mota, C.B. (2010). Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation. Journal of Electromyography and Kinesiology. 20(1):102-7.
19. Parijat, P., Lockhart, T.E. (2008). Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. Gait & Posture. 2(1): 162-93.
20. Chen, S.W., Liaw, J.W., Chan, H.L., Chang, Y.J., Ku, C.H. (2014). A real-time fatigue monitoring and analysis system for lower extremity muscles with cycling movement. Sensors. 14(7):12410-24.
21. Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst, C., Rau, G. (2000). Development of recommendations for sEMG sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology. 10(5): 361–74.
22. Hettinga, F.J., De Koning, J.J., Broersen, F.T., Van Geffen, P., Foster, C. (2006). Pacing strategy and the occurrence of fatigue in 4000-m cycling time trials. *Medicine* & *Science* in *Sports* & *Exercise.* 38(8): 1484–91.
23. Raasch, C.C., Zajac, F.E., Ma, B., Levine, W.S. (1997). Muscle coordination of maximum-speed pedaling. J Biomech. 30(6): 595–602.
24. So, RCH., Ng, JKF., Ng, GYF. (2005). Muscle recruitment pattern in cycling. Physical Therapy in Sport. 6(2): 89-96.
25. Dorel, S., Drouet, J.M., Couturier, A., Champoux, Y., Hug, F. (2009). Changes of pedalingtechnique and muscle coordination during an exhaustive exercise.Medicine & Science in Sport & Exercise. 41(6): 277-86.
26. Edwards, R.G., Lippold, O.C. (1956). The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. The Journal of Physiology. 132(3): 677–81.
27. Sassi, A., Impellizzeri, F.M., Morelli, A., Menaspa, P., Rampinini, E. (2008). Seasonal changes in aerobic fitness indices in elite cyclists. Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism. 33(4): 735-42.
28. Ettema, G., Loras, H.W. (2009). Efficiency in cycling: a review. Eur J Appl Physiol. 106(1): 1-14.

29. Moseley, L., Achten, J., Martin, J.C., Jeukendrup, A.E. (2004). No differences in cycling efficiency between world-class and recreational cyclists. International Journal of Sports Medicine. 25: 374-379.
30. Gandevia, S.C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. Physiological Reviews. 81(4): 1725–89.
31. Billaut, F., Basset, F.A., Falgairette, G. (2005). Muscle coordination changes during intermittent cycling sprints. Neuroscience Letters. 380(3): 265–9.
32. Hautier, C.A., Arsac, L.M., Deghdegh, K., Souquet, J., Belli, A., Lacour, J.R. (2000). Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. Medicine & Science in Sport & Exercise. 32(4): 839–43.
33. Lepers, R., Millet, G.Y., Maffiuletti, N.A. (2001). Effect of cycling cadence on contractile and neural properties of knee extensors. Medicine & Science in Sport & Exercise. 33(11): 1882–8.
34. Sarre, G., Lepers, R. (2005). Neuromuscular function during prolonged pedaling exercise at different cadences. Acta Physiologica Scandinavica. 185(4): 321–8.
35. St Clair Gibson, A., Schabort, E.J., Noakes, T.D.(2001). Reduced neuromuscular activity and force generation during prolonged cycling. American journal of physiology. Regulatory, integrative and comparative physiology. 281(1): 187–96.
36. Lepers, R., Hausswirth, C., Maffiuletti, N., Brisswalter, J., van Hoecke, J. (2000). Evidence of neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise. Medicine & Science in Sport & Exercise. 32(11): 1880–6.
37. Lepers, R., Maffiuletti, N.A., Rochette, L., Brugniaux, J., Millet, G.Y. (2002). Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. Journal of Applied Physiology. 92(4): 1487–93.