Sport and Biomotor Sciences
ورزش و علوم زیست حرکتی

سنجش شاخص‌های کارایی عضلانی و انباشت سطح لاکتات هنگام ارگومتری زیر بیشینه به دو روش رکاب‌زنی در دوچرخه‌سواران جاده

فرزاد ناظم*[1]، معصومه قلی پور[2]، مهرداد عنبریان[1]، مجید جلیلی[3]

۱- دانشیار دانشگاه بوعلی سینا

۲- دانشجوی دکتری دانشگاه بوعلی سینا

۳- دانشجوی دکتری دانشگاه بوعلی سینا

* نشانی نویسنده مسئول: دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان

Email: F.nazem1336@gmail.com

وصول: ۹۳/۰۲/۱۱ **اصلاح:** ۹۳/۰۵/۱۲ **پذیرش:** ۹۳/۱۱/۲۲

چکیده

مقدمه و هدف: تاخیر در پدیده خستگی از عوامل موفقیت در رشته دوچرخه‌سواری محسوب می‌شود. در این مطالعه، تاثیر دو الگوی متفاوت رکاب‌زدن بر روی شاخص خستگی و کارایی عضلانی دوچرخه‌سواران جاده بررسی می‌شود.

روش‌شناسی: ۱۰ دوچرخه سوار حرفه‌ای با میانگین سنی ۲/٤± ۲۷/۷ سال با سابقه دوچرخه‌سواری۳± ٦/٥ سال پروتکل ارگومتری زیر بیشینه را در دو جلسه مجزا، با دو الگوی متفاوت پدال‌زنی (فقط فشار و فشار-کشش) اجرا کردند. کارایی عضلانی، شاخص‌های آمادگی هوازی، تغییرات لاکتات خون و خستگی ارادی در پایان هر دو شیوه رکاب زنی اندازه‌گیری شدند.

یافته‌ها: تفاوت معناداری در مؤلفه‌های فیزیومتابولیک به دو روش رکاب‌زنی فقط فشار و فشار-کشش مشاهده نشد. شاخص‌های خستگی شامل غلظت لاکتات خون (۰/۷۷±۲/۰٤ و۰/٤۹±۲/۱۰) و RPE (۱/۰۰±۱۲/٦۷ و ۱/٥۸±۱۱/٦۷) دوچرخه‌سواران در پایان دو روش از جنبه آماری متفاوت نبود (P>۰/۰٥).

بحث و نتیجه‌گیری: در این پژوهش تاثیر هر دو الگوی پدال‌زنی هنگام ارگومتری در اندازه کارایی مکانیکی عضلات فعال پاها یکسان بوده و این امکان هست که پارامترهای غیر فیزیولوژیک مانند عوامل بیومکانیک (کینماتیک) در تغییر نیمرخ عملکرد عضلات فعال هنگام الگوی پدال‌زنی دوچرخه‌سواران جاده نقش ایفا نمایند.

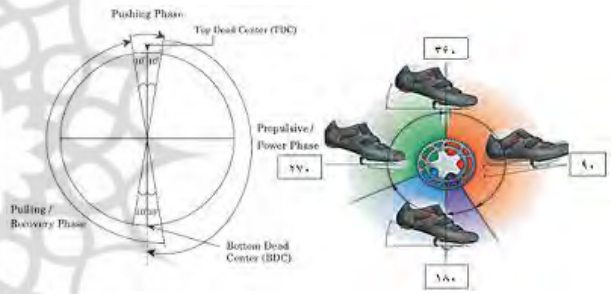
واژه‌های کلیدی: *کارایی‌عضلانی، الگوی پدال‌زنی، دوچرخه‌سواران جاده.*

مقدمه

پدیده خستگی یکی از مشخصه‌های سنجش فیزیومتابولیک عملکرد عضلات اسکلتی هنگام فعالیت های بیشینه و زیر بیشینه اطلاق می‌شود. به دلیل حساس‌تر شدن رکوردها در رقابت‌های ورزشی از جمله مسابقات دوچرخه‌سواری استقامت در جاده، پژوهشگران علوم ورزشی در تلاشند که عوامل برجسته‌ی بروز خستگی را شناسایی و آن را به تأخیر بیاندازند. در این میان، ارزیابی ظرفیت‌های فیزیولوژیک و شاخص‌های کارایی عضلانی ورزشکاران زبده، از طریق اندازه‌گیری مقیاس‌های تغییرات ضربان قلب فعالیت، هزینه اکسیژن تحت بار کار معین یا مقیاس‌های متابولیکی دیگر مانند سطح انباشت لاکتات قابل تامل بوده (۱) و امکان دستیابی مربیان مجرب به سوی راهکارهای عملی و کاربردی جهت ارتقاء عملکرد ورزشی دوچرخه سوار را فراهم می‌آورد.

در ورزش دوچرخه‌سواری نه تنها ظرفیت کار، بلکه کاربست تکنیک مناسب در حرکات جلوبرنده اغلب برای عملکرد مهم

هستند. مولفه‌ی کارایی یا بازده نیرو (FE) ، اغلب به عنوان یک مولفه ی ارزیابی کیفیت پدال‌زنی استفاده می‌شود (۲). کارایی نیرو به مفهوم نسبت بین نیروی عمود بر بازوی هندلی و نیروی برایند کل بر روی پدال می‌باشد. اعتقاد بر این است کارایی کل (GE) بالا، با تکنیک خوب پدال زنی ارتباط دارد. در یک الگوی پدال زنی با تکنیک مکانیکی موثر و کارایی نیروی بالا، بخش عمده‌ای از نیروی ایجاد شده به بازوی هندلی به شکل عمود وارد می‌شود (۳،٤). بنابراین نیروی وارد شده به سایر قسمت های پدال در میزان کار نقش نداشته و در واقع این قسمت از نیرو به هدر می‌رود (شکل ۱)(۵). بنابراین، اصولاً کارایی نیرو، بطور مستقیم کارایی کل را تحت تاثیر قرار می‌دهد (۳،٤،٦). از طرف دیگر افزایش هزینه انرژی منجر به کاهش کارایی شده و لذا یک تکنیک پدال زنی مناسب باعث کاهش هزینه انرژی و افزایش کارایی خواهد شد (۱،۳،٤). بنابراین مطالعه الگوی مناسب پدال زنی به منظور بهبود کارایی قابل استفاده خواهد بود.



شکل ۱. چرخه قامه هنگام حرکت چرخ لنگر (۲۲)

عملکرد پدال زنی و مصرف انرژی دوچرخه سواران حاصل تاثیر متقابل برایند نیروها، محدودیت‌های محیطی، مکانیکی و عملکرد ورزشکار می‌باشد. از میان این عوامل تاثیر گذار، یک عامل کلیدی که ممکن است اثر نیروهای زیانبخش را کاهش دهد، بکارگیری نوع الگوی مکانیکی هنگام پدال زنی است (۷). اصطلاح "الگوی مکانیکی" معمولاً به این مفهوم است که چگونه گشتاور مکانیکی در جریان پدال زنی بکار گرفته می‌شود (۸). الگوهای رکاب زنی دوچرخه‌سواران جاده، از مسائل عمده در زمینه مطالعات تحلیل خستگی بدن به شمار می‌رود. الگوهای مختلف پدال زنی، اثرات ناهمگون روی شدت اجرا، مدت فعالیت، کارایی مکانیکی، آستانه خستگی و در نهایت عملکرد دوچرخه سوار می‌گذارد. بطوری که می‌تواند دستگاه قلبی-عروقی، سازگاری‌های عصبی عضلانی و جنبه‌های بیومکانیکی دوچرخه سوار را تحت تأثیر قرار دهد (۹). از رایج‌ترین روش‌های رکاب زدن می‌توان به الگوی فشار، یا مرحله حرکت رو به پایین و الگوی فشار+کشش شامل فشار در مرحله حرکت رو به پایین به همراه کشش در مرحله حرکت رو به بالا اشاره کرد (۱۰).گزارش‌های علمی نشان می‌دهد که رکاب زدن به شیوه‌ی فشار-کشش، نیروی مؤثری بر رکاب دوچرخه سوار اعمال می‌کند. به این معنا که اندام تحتانی هنگام مرحله کشش به طور فعال رکاب را بالا کشیده و با این عمل، مقاومت قامه سمت مخالف (در مرحله فشار) را کاهش می‌دهد (۱۱،۱۲). به همین دلیل اجرای تمرین الگوی حرکت پدال زنی رو به بالا، از برنامه‌های اصلی تمرینات دوچرخه‌سواران زبده است که استفاده از کفش‌های مخصوص گوه‌دار (پلی که در زیر کفش دوچرخه سوار قرار دارد باعث می‌شود کفش در پنجه رکاب قفل شود و در نتیجه با بالا کشیدن پا، رکاب همزمان به طرف بالا کشیده می‌شود) کمک قابل توجهی به دوچرخه سوار در شیوه رکاب زدن فشار-کشش می‌کند(۷). برای نمونه، مطالعات آشکار می‌کند بکارگیری الگوی پدال زنی فشار-کشش فعال، ارتقای کارایی مکانیکی و به دنبال آن کاهش گشتاور منفی طی مرحله کشش پدال زنی را در بر دارد، که برایند این تغییرات ممکن است به کاهش هزینه انرژی ورزشکار بیانجامد. اما بکارگیری این الگوی پدال زنی، کارایی عضلانی (کارایی کل)، دوچرخه‌سوار در پدال زنی با شدت یکنواخت را تغییر می‌دهد(٤). در این زمینه ، مورینکس و همکاران دریافتند اگرچه الگوی پدال زنی فشار-کشش فعال باعث افزایش کارایی پدال زنی می‌شود، اما آن احتمالاً به افت کارایی مکانیکی می‌انجامد (۹). با این حال، بعضی از گزارش‌ها نشان می دهد که عملکرد زبده‌ترین دوچرخه‌سواران هم بعضاً با وجود گوه در توزیع نیرو، ناکارامد می‌باشد(۱۳).

دوچرخه‌سواران حرفه‌ای و مجرب در مرحله فشار، نیروی پدال کمتری تولید می‌کنند. این تغییرات در تولید نیروی پدال زنی، می‌تواند کارایی مکانیکی پدال زنی بهتری را توجیه کند، که شاید مصرف کمتر اکسیژن را در شدت‌های زیر بیشینه به دنبال داشته باشد(۹). بنابراین اگر افزایش فعالیت خم‌کننده های زانو در جریان مرحله کشش منجر به کاهش فعالیت بازکننده‌های زانو هنگام مرحله فشار شده که آن هم منجر به کاهش هزینه اکسیژن مصرفی و کاهش نیروی پدال شود، سوال این است که آیا الگوی پدال زنی فشار-کشش فعال می‌تواند کارایی پدال‌زنی و شاخص‌های کارایی عضلانی را بهبود دهد؟ به عبارت دیگر ، آیا کارایی دوچرخه سوار

زبده استقامت در روش دوم پدال زنی (تکنیک فشار-کشش) بهتر از روش اول (تکنیک فشار) خواهد بود؟

روش‌شناسی

مطالعه حاضر از نوع توصیفی - تحلیلی است که با هدف مقایسه دو روش متفاوت رکاب زدن (فقط فشار و فشار-کشش) روی شاخص خستگی و عملکرد عضلانی دوچرخه سواران جاده اجرا گردید. در این پژوهش ۱۰ مرد از اعضای تیم هیئت دوچرخه‌سواری شهر همدان با سابقه فعالیت دوچرخه‌سواری ۳/۰± ٦/٥ سال و دامنه سنی ۳۰-۲۰ سال و میانگین وزن ۷۰/٥٦ کیلوگرم داوطلبانه انتخاب شدند. آزمودنی‌ها برای بررسی وضعیت تندرستی عمومی، سیاهه پزشکی PAR-Q را تکمیل کردند. سپس عدم سوابق بیماری افراد شامل مشکلات قلبی-عروقی، فشارخون بالا و بیماری ارتوپدی آشکار گردید (١٤،١٥). متغیرهای قد (دستگاه قدسنج مدلseca ساخت آلمان)، وزن (ترازوی مدل SOEHNL ساخت آلمان)، ضربان قلب استراحت (تله‌متری پرتابل دیجیتالی مدل omron ساخت چین)، قبل از هر پروتکل پدال زنی اندازه‌گیری شدند. برنامه کارسنجی زیر بیشینه YMCA در محیط آزمایشگاه با دمای ۲۱ درجه سانتیگراد بر روی ارگومتر مکانیکی تنتوری مدل٦٠٤ E با مختصات چرخ لنگر ۳ m/rev انجام شد (١٥). بعد از نصب پدال ویژه دوچرخه‌سواران زبده روی دستگاه ارگومتر، آزمون در دو جلسه مجزا با فاصله یک هفته و بدون شرکت در فعالیت‌های بدنی سبک یا متوسط به دو روش پدال زنی در نوبت صبح برگزار شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد که ٢٤ ساعت قبل از دو آزمون، در هیچ‌گونه برنامه تمرینی نسبتاً شدید یا خسته کننده شرکت نکرده و از مصرف دارو یا مکمل‌های محرک قلبی عروقی امتناع نمایند. آزمودنی‌ها در جلسه اول به روش فقط فشار و از کفش‌های بدون گوه استفاده نمودند تا قادر نباشند ناخود آگاه، در مرحله رکاب زنی رو به بالا، پنجه رکاب را به بالا بکشند. در این روش اعمال فشار توسط عضلات پا، در مرحله فشار از زاویه صفر تا ۱۸۰ درجه‌ی چرخه قامه انجام می‌شود. در جلسه دوم که الگوی دوم پدال زنی فشار-کشش اجرار گردید، گوه کفش-ها نصب شد تا دوچرخه سوار بتواند توامان از تکنیک فشار-کشش استفاده کند. به طوری که در مرحله فشار نیرو به سمت پایین ودر مرحله استراحت کشش فعال پدال به سمت بالا بود. دوچرخه‌سواران جاده پیش از برنامه اصلی در برنامه مقدماتی گرم کردن برای سه دقیقه و با شدت ٤٠ وات رکاب زدند. سپس در هر دو روش با آهنگ پدال (RPM=60)[1] روی ارگومتر به طور پیوسته و بار فزاینده (٦٠،٨٠،١٠٠،١٢٠،١٥٠،٢٠٠) وات در هر سه دقیقه تا رسیدن به آستانه ضربان قلب هر فرد یعنی (٨٠HR max درصد) رکاب زدند. تواترضربان قلب هر فرد در پنج ثانیه پایانی هر مرحله ارگومتری با ضربان‌سنج پلار ثبت شد. هزینه اکسیژن مصرفی به دو روش وازرمن و ACSM برحسب میلی لیتر در دقیقه محاسبه گردید (١٦،١٧). VO2peak نیز به روش رابطه خطی تعیین شد (١٢). شرکت‌کنندگان همه آزمون‌ها را در فصل مسابقات اجرا کردند، زیرا بر پایه مطالعات کارایی کل طی این دوره در بالاترین سطح قرار دارد (١٨). نسبت تغییرات ضربان قلب به هزینه اکسیژن فعالیت، نشانه‌ی آمادگی هوازی و نسبت تغییرات هزینه اکسیژن فعالیت به تغییرات بار، به عنوان شاخص غیر تهاجمی از کارایی هوازی فرد سالم در دو مرحله پایانی ارگومتری محاسبه گردید (١٩،٢٠). کارایی عضلانی به مفهوم مقدار کار انجام شده در گروه عضلانی فعال که وابسته به مصرف انرژی است، هنگام اجرای فعالیت ارگومتری زیر بیشینه مطابق رابطه زیرتعیین گردید (١٥):

کارایی عضلانی = بار کار ÷ ١٠٠ / ($Vo_{2submax}$–Vo_{2rest}) × ٢٠/٣٥

همچنین ایمپالس تمرین (مقیاسی از شدت کار بر حسب تغییرات ضربان قلب فعالیت) بر مبنای ضربان قلب و هزینه انرژی کار بر حسب کیلو کالری بر دقیقه مطابق رابطه زیر محاسبه شد (١٤،٢١).

ایمپالس تمرین (TI) = زمان × HR_2 – استراحت / ضربان قلب (سن-٢٢٠) × Y

Y = (٠/٨٣١×Δضربان قلب + ٠/٦٤)

بلافاصله شاخص خستگی در انتهای کارسنجی، با سنجش لاکتات خون توسط دستگاه پرتابل لاکتومتر اندازه‌گیری شد . همچنین از ورزشکاران خواسته شد تا احساس واقعی خود را از درجه فشار یا شدت کار ارگومتری به کمک شاخص آنالوگ بصری VASQ[2] (٢٢) که از ارزش صفر (نبود خستگی)

1- Repeated per minute
2- Visual Analog Scale

تا ۱۰ (حداکثر خستگی) و شاخص احساس فشار کار بورگ (RPE۲۰)۱ که از رتبه شش (بدون فشار) تا رتبه ۲۰ (بی‌نهایت سخت) تنظیم شده است، اظهار نمایند.

برای ارزیابی توزیع طبیعی داده‌ها از آزمون آماری شاپیرو-ویلکس استفاده شد. مقایسه متغیرها به روش آزمون تی همبسته و آزمون ناپارامتریک ویلکاکسون در سطح آماری ۵ درصد با بهره‌گیری از نسخه SPSS ۱۶ استفاده گردید.

یافته‌ها

میانگین کارایی عضلانی، هزینه اکسیژن فعالیت (به دو روش وازرمن وACSM) ،تغییرات ضربان قلب متناسب با هزینه اکسیژن (Δ(THR/VO2 ، نسبت تغییر هزینه اکسیژن فعالیت تحت بارکار معین(Δ(VO2/LOAD ، درصد ضربان قلب ذخیره (HRR٪) ، ایمپالس تمرین (TI)، ظرفیت عملی و هزینه انرژی هنگام ارگومتری زیر بیشینه در دو روش رکاب زنی تفاوت معناداری نداشتند (P>۰/۰۵) (جدول ۱). میانگین شاخص‌های خستگی شامل غلظت لاکتات خون و RPE دوچرخه‌سواران در پایان دو روش (پدال‌زنی فشار و فشار-کشش) از جنبه آماری متفاوت نبود (P>۰/۰۵). اما شاخص دیداری خستگی در دوچرخه سواران به روش فشار به طور معناداری بیشتر از روش فشار-کشش بدست آمد (P<۰/۰۵) (جدول ۲).

جدول ۱. مقایسه میانگین شاخص‌های کارایی وظرفیت‌های فیزیولوژیک هنگام ارگومتری به دو روش رکاب‌زنی

متغیرها		فشار	فشار+کشش	آماره (t یا z)	P value
ظرفیت هوازی (ml/kg/min)		٤١/١٣±٤/٢٥	٣٩/٣٠±٦/٢٥	١/٥٥	٠/١٦*
هزینه اکسیژن	روش وازرمن	١٧٤٩/٧±٦٧/٦٩	١٧٢٠/٤±٨٣/٧١	-١/٤٥	٠/١٨*
	روش ACSM	١٧٧٦/١±٥٩/٠٢	١٧٣٦/٧±٨٢/٤٥	-١/٥١	٠/١٧*
Δ(THR/VO2)		١٧/٤٤±٢/٥٢	١٩/٩٨±٦/٦٠	١/٤٩	٠/١٨*
درصدHRR		٠/٤٨±٠/٠١	٠/٤٨±٠/٠٥	-٠/٦٢	٠/٥٥*
Δ(VO2/LOAD)		١٠/٨٩±٠/٥٠	١٠/٩٩±٠/٤٨	-٠/٠٦	٠/٩٥&
کارایی عضلانی(٪)		٢٢/٥٣±١/٥٤	٢٢/٤٢±١/٦١	-١/٣٤	٠/١٨&
هزینه انرژی (kcal/min)		١٢/١٦±٠/١٥	١١/٥٦±١/١٧	-١/٤١	٠/١٦&
ایمپالس تمرین (unit)		٤/٤٩±١/٦٤	٤/٦٥±٢/٤٤	-٠/٢٤	٠/٨١&

* روش آماری تی همبسته. & روش آماری ویلکاکسون (Mean±SD)

جدول۲. مقایسه میانگین شاخص‌های خستگی (متابولیک – روان‌تنی) دوچرخه‌سواران در دو روش رکاب‌زنی ارگومتری

متغیرها	فشار	فشار+کشش	اماره (t یا z)	P value
انباشت لاکتات mmol/l	٢/٠٤±٠/٧٧	٢/١٠±٠/٤٩	-٠/٠٦	٠/٩٥&
$RPE_{٢٠}$	١٢/٦٧±١/٠٠	١١/٦٧±١/٥٨	-١/٧٣	٠/٠٨&
VASQ	٤/٠٦±٠/٨١	٣/٥٠±٠/٦٦	٣/١٦	٠/٠١*

* روش آماری T همبسته. & روش آماری ویلکاکسون (Mean±SD)

1- Rating of perceive Exertion

بحث و نتیجه‌گیری

هدف مطالعه حاضر مقایسه تاثیر دو الگوی رکاب‌زدن (روش پدال زنی فشار و روش پدال زنی فشار-کشش) بر اندازه خستگی، ظرفیت‌های فیزیولوژیک و شاخص‌های کارایی عضلانی در دوچرخه‌سواران حرفه‌ای جاده بود. نتایج این پژوهش آشکار مکرد که متغیرهای وابسته در هر دو روش پدال زنی متفاوت نبوده و از جنبه کارایی عضلات فعال پاها، نقش هر دو شیوه پدال زنی یکسان می باشد. برخی از مولفه‌ها مانند آهنگ پدال زنی، توده بدن، وضعیت استقرار دوچرخه سوار، تکنیک پدال زنی، ورزش قبلی، نوع تار عضلانی و وضعیت تمرینی، کارایی کل را تحت تاثیر قرار می‌دهند(۱). در این باره نتایج مطالعه لیردال و اتما (۲۰۱۱) نشان داد که آهنگ پدال زنی، مهمترین عامل اثر گذار بر کارایی نیرو، کارایی کل و مرکز مرده است. وضعیت دوچرخه سوار و وضعیت نشیمنگاه تاثیری بر این متغیرها ندارد (۲). اخیراً یک پارامتر جدید برای تکنیک پدال زنی معرفی شده است که مرکز مرده/ مرکز بی‌جنبش/ مرکز ایستا نامیده می‌شود (۱۰). در واقع چرخه‌ی قامه شامل یک دور کامل قامه از صفر تا ۳۶۰ درجه می‌باشد که شامل سه مرحله اصلی است. مرحله جلو برنده یا مرحله فشار ، این مرحله از ۱۰ درجه چرخه‌ی قامه آغاز و به ۱۸۰درجه ختم می‌شود. مرحله کشش یا استراحت ، این مرحله از ۱۸۰ درجه چرخه‌ی قامه شروع شده و به ۳۵۰ درجه ختم می‌شود. مرحله انتقال یا هل دادن که بالاترین بخش چرخه رکاب زدن است و با عنوان مرکز مرده بالا شناخته می‌شود. مرحله همراهی که پایین ترین بخش چرخه رکاب زدن است و با عنوان «مرکز مرده پایین» شناخته می‌شود (شکل۱) (۵).

از عواملی که ممکن است عملکرد دوچرخه سواران را تحت تأثیر قرار دهد، توزیع نیروی پای دوچرخه سوار در سراسر چرخه قامه چرخ لنگر است. بنابراین اگر در مرحله استراحت، نیروی کشش به طورکافی ایجاد نشود، نیروهای مقاومتی ایجاد شده باعث فقدان نیروی اعمال شده در طول ۳۶۰ درجه چرخش پدال می‌شود و در نتیجه منجر به عدم کارایی دوچرخه سوار خواهد شد(۵). در مطالعه ما تفاوت معناداری در مقادیر کارایی عضلانی در دو روش پدال زنی مشاهده نشد که با نتایج مطالعات بروکر و همکاران با مضمون یکسان بودن الگوی اثر نیرو در هر دو روش پدال زنی مطابقت دارد (۲۳).

دوچرخه سواران جاده مشابه ورزشکاران استقامتی دارای VO2max بالا بوده و ممکن است یک نشانگر پیشگوی موفقیت دوچرخه‌سوار در رقابت باشد. اما کرب و همکاران بیان کردند که VO2 max به تنهایی عامل پیش‌گوی موفقیت نیست، و عامل تجربه بهترین عامل پیش‌بینی عملکرد دوچرخه سوار است (۲٤). از طرفی در مطالعه ویزیچ، کارایی و VO2max بالاتری را در هر دو مرحله چرخش چرخ لنگر مشاهده نمودند که در مطالعه ما اختلاف معناداری در ظرفیت عملی و کارایی در دو روش پدال زنی مشاهده نشد (۲۵).

مورنیکس و همکاران (۲۰۰۷) اثر دو الگوی رکاب زنی شامل؛ فشار و فشار-کشش در مرحله upstroke پدال، را بر روی تکنیک پدال‌زنی در دوچرخه‌سواران حرفه ای و آماتور مطالعه کردند. نتایج بررسی آنان نشان داد که الگوی فشار-کشش باعث افزایش کارایی پدال زنی می‌شود، در حالیکه این الگو باعث کاهش کارایی مکانیکی خالص می‌شود (۹). مطالعات گذشته نگر نشان داده‌اند که بکارگیری الگوی پدال زنی فشار-کشش فعال، کارایی مکانیکی را بهبود بخشیده که منجر به کاهش گشتاور منفی در طی مرحله کشش پدال زنی می‌شود که ممکن است باعث کاهش هزینه انرژی شود. با این حال نتایج مطالعات نشان می‌دهد که این الگو، کارایی عضلانی کل، در دچرخه سواری با شدت یکنواخت را بطور معناداری تغییر می‌دهد. یک دلیل ممکن این است که تغیرات در کارایی کل که ناشی از تعدیل ها در هماهنگی عضلانی می‌باشد، سازگاری الگوی متناظر با تکنیک کشش فعال را همراه می‌کند (۹). در واقع، با فرض اینکه افزایش در کار مکانیکی در مرحله کشش بوسیله افزایش در فعال‌سازی عضلات خم‌کننده صورت می‌گیرد، هنگام اتخاذ الگوی کشش فعال، عضلات باز کننده ممکن است کارایی بیشتری نسبت به عضلات خم‌کننده در تولید نیرو داشته باشند (۱۱،۲٦). در واقع فرض بر این است که افت فشار عضلانی در جریان مرحله فشار، فعالیت عضلات باز کننده زانو را کاهش می‌دهد که می‌تواند به کاهش‌های نیازهای متابولیک و شاید کاهش خستگی عصبی-عضلانی نسبت داده شود (۱۲). به نظر می‌رسد افزایش فعالیت عضلات خم‌کننده باعث کاهش گشتاور منفی در مرحله کشش می‌شود و بنابراین

حداکثر گشتاور بکار گرفته شده بوسیله عضلات باز کننده زانو را در مرحله فشار محدود می‌کند. این گشتاور منفی مسئول ۲۵ درصد گشتاور جلوبرنده می‌باشد که به وسیله عضلات بازکننده ایجاد می‌شود (۷).

از آنجا که خستگی عامل مهمی در عدم توانایی دوچرخه‌سوار برای عملکرد بهینه محسوب می‌شود، و تغییر پاسخ‌های متابولیکی و قلبی–عروقی، از مهم‌ترین عوامل اثر گذار در ایجاد خستگی است، بنابراین برای تداوم عملکرد مطلوب ورزشکار، برخی عوامل فیزیولوژی ورزشکار مانند لاکتات باید در حد طبیعی باقی بماند (۲۷). مقدار تولید این متابولیت به شدت فعالیت وابسته است. بطوری که در شدت‌های کار بالا، افزایش سطح لاکتات موجب افزایش تجمع یون هیدروژن و به دنبال آن افزایش اسیدیته درون عضلانی می‌شود. بدین ترتیب کاهش PH سلول که از عوامل کندی روند انقباض تارهای عضلانی محسوب می‌شود، خستگی عضلانی ورزشکار را در پی خواهد داشت. اما در فعالیت‌های با شدت کم، میزان تولید لاکتات کاهش می‌یابد (۲۷) که در پژوهش حاضر به دلیل ماهیت زیر بیشینه ارگومتری، تفاوت معناداری در میزان تولید لاکتات و احساس فشار کار بین دو روش رکاب زنی مشاهده نشد.

عدم کاربست پروتکل ارگومتری بیشینه، تاثیر نوع ارگومتر در اتخاذ الگوی پدال زنی (۲۸) و تاثیر عوامل الگو، آهنگ شدت پدال زنی، جنس و سطح آمادگی دوچرخه سوار، نوع کفش و پدال، از محدودیت‌های این مطالعه به‌شمار می‌روند که اجازه تعمیم کلی نتایج را میسر نمی‌سازد (۱،۷). نویسنده گان این اثر، بررسی سطح کارایی مکانیکی و تأخیر پدیده خستگی میان این دو شیوه پدال زنی، از دیدگاه متغیرهای بیومکانیکی، مؤلفه‌های فیزیولوژیک مانند (VO_2/LOAD)، Δ(THR/VO_2) و هزینه انرژی و یا تجزیه و تحلیل گازهای تنفسی دوچرخه‌سواران همزمان با تغییرات نیمرخ غلظت لاکتات تحت فشارهای بار بالاتر از ۲۰۰ وات، را برای مطالعات آتی پیشنهاد می‌کنند. نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که از لحاظ فیزیومتابولیک، اختلاف معناداری درکارایی عضلانی، انباشت سطح لاکتات و هزینه انرژی دوچرخه‌سواران حرفه‌ای بین دو الگوی رکاب زنی فشار و فشار+کشش تحت بار کار معین ۲۰۰ وات روی ارگومتر مشاهده نشد.

تشکر و قدردانی

بدینوسیله نویسندگان این مقاله سپاسگذاری خود را از هیات دوچرخه‌سواری همدان و دوچرخه‌سواران شرکت‌کننده در این مطالعه اعلام می‌دارند.

منابع

1. Ettema G, and Loras HV. Efifciency in cycling: a review. Eur J Appl Physiol 2009; 106: 1□14.
2. Leirdal S, and Ettema G. The relationship between cadence, pedaling technique and gross efficiency in cycling. Eur J Appl Physiol 2011; 111: 2885–2893.
3. Zameziati K, Mornieux DR, Belli A. Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. Eur J Appl Physiol 2006; 96: 274-281.
4. Candotti CT, Ribeiro J, Soares DP, Deoliveira AR, Loss JF, Guimaraes ACS. Effective force and economy of triathletes and cyclists. Sport Biomech 2007; 6(1): 31–43.
5. Lafortune M, McLean B. Biomechanical investigation of pedaling techniques of elite and recreational cyclists: technical report. Australian Sports Commission 1986; 5: 22-32
6. Hopker J, Jobson S, Carter H and Passfield L. Cycling efficiency in trained male and female competitive cyclists. Journal of Sports Science and Medicine 2010; 9: 332-337.
7. Theurel J, Crepin M, Foissac M, Temprado JJ. Effects of different pedalling techniques on muscle fatigue and mechanical efifciency during prolonged cycling. Scand J Med Sci Sports 2012; 22(6): 714□721.
8. Sarre G, Lepers R, Van HJ. Stability of pedalling mechanics during a prolonged cycling exercise performed at different cadences. J Sports Sci 2005; 23(7): 693–701.
9. Mornieux G, Stapelfeldt B, Gollhofer A, Belli A. Effec ts of Pedal Type and Pull-Up Ac tion during Cycling. Int J Sports Med 2008; 29(10): 817-822.
10. Leirdal S, Ettema G. Pedalling technique and energy cost in cycling. Med Sci Sports Exerc 2011; 111(12): 2885-2893.
11. Korff T, Romer LM, Mayhew I, Martin JC. Effect of pedalling technique on mechanical effectivenes s and efficiency in cyclists. Med Sci Spor ts Exerc 2007; 39(6): 991–995.
12. Nordlund MM, Thorstensson A, Gresswell AG. Central and peripheral contributions to fatigue in relation to level of activation during repeated maximal voluntary isometric plantar lfexions. J App Physiol 2004; 96: 218□225.
13. Faria E. Energy expenditure, aerodynamics and medical problems in cycling. Sports Med 1992; 14(1): 43-63.
14. Heyward V. Instructor's guide for advanced fitness assessment and exercise prescription. 2002; 4th ed, Human kinetics.

15. Eston R, Reilly T. Kinanthropometry and exer-cise physiology laboratory manual tests, proce-dures and data. 1996; 2nd ed. E & FN SPON.
16. Wasserman K, Whipp BJ. Exercise Physiology in Health and Disease. American Review of Respiratory Disease, 1975; 11(2): 219-249.
17. American College of Sports Medicine. ACSM's Health-Related Physical Fitness Assessment Manual. 4th Edition. Philadelphia, PA: Lippincott, Williams and Wilkins, 2004. ISBN# 9781451115680.
18. Hopker JG, Coleman DC and Passfield L. Changes in cycling efficiency during a competitive season. Medicine and Science in Sports and Exercise 2009; 41: 912-919.
19. Hansen JE, Sue D, Oren A, Wasserman K. Relation of oxygen uptake to work rate in normal men and men with circulatory disorders. Am J cardiol 1987; 59: 669-74.
20. Jones S, Elliot PM, Sharma S, Mckenna WJ. Cardiopulmonary responses to exercise in patients with hypertrophic cardiomyopathy. Heart 1998; 80(1): 60-7.
21. Morton RH, Fitz JR, Banister EW. Modelling human performance in running. J Appl Physiol 1990; 69: 1171-7.
22. Neely G, Ljungreen G, Sylven C, Borg G. Comparison between the visual analogue scale and the category ratio scale for the evaluation of leg exertion. J Sports Med 1992; 13: 133–136.
23. Broker J, Gregor R. Cycling biomechanics. High-Tech Cycling. Champaign, 2nd ed, IL: Human Kinetics; 2002
24. Krebs PS, Zinkgraf S, Virgilio S. The effects of training variables, maximal aerobic capacities, and body composition upon cycling performance time. Med Sci Sports Exerc 1983; 15: 133-139.
25. Visich P. "Physiological changes riding a bicycle ergometer with and without toe stirrups". In E. Burke & M. Newsom (1Eds.), Med and Sci Aspects of Cycling Colorado Springs, CO: Human Kinetics 1988. 121-131.
26. Jorge M, Hull M L. Analysis of EMG measurements during bicycle pedaling. J Biomech 1986; 18: 683–694.
27. Fitts RH. Cellular mechanisms of muscle fatigue. Physiol Rev 1994; 74(1): 49-94.
28. Leirdal S, Ettema G. freely chosen pedal rate during free cycling a roller and ergometer cycling. Eur J Appl Physiol 2009; 106: 799–805.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

Evaluation of the muscular efficiency indices & lactate accumulation during a submaximal ergometer protocol by two pedaling styles in men road cyclists

Nazem F*, Gholipour M, Anbarian M, Jalili M
Bu Ali Sina University

Received: 2015/05/01 **Revised:** 2015/08/03 **Accepted:** 2016/02/11

* **Correspondence:**
Farzad Nazem, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran

Email:
F.nazem1336@gmail.com

Abstract

Introduction: A delay in fatigue phenomenon is a sign of success in cycling. In present study, we investigated muscular efficiency indices & lactate accumulation during submaximal ergometer protocol by two pedaling styles in road cyclists.

Methods: 10 professional road male cyclists (age 27.7±2.4 year's with 6.5±3 years' experience) performed the submaximal ergometer protocol with two different pedaling styles (load pedaling (LP) & pressure-tensile (PT) styles) in two different weeks. Muscular efficiency index (MEI), aerobic index (AI), lactate concentration (LC) and fatigue level was evaluated at the end of each pedaling style.

Results: No statistically significant difference was found in physiological variables of MEI, AI, FL and LC under the LP & PT conditions. Fatigue index of blood lactate concentration (2.04±0.77 v 2.10±0.49) and RPE (12.67±1.00 v 11.67±1.58) in cyclists at the end of the two methods were not statistically different ($p>0.05$).

Conclusions: In this study, the effect of the two pedaling styles on muscular efficiency of the feet during an ergometer protocol was found to be the same. However, it seems that non-physiological parameters such as biomechanic (cinematic) variables play a role in changing the profile of active muscular performance during pedaling of road cyclists.

Keywords: muscular efficiency, pedaling pattern, road cycling athlete.