



## ارزیابی وضعیت‌های مختلف ارگونومی دوچرخه بر فعالیت الکتریکی عضلات منتخب و عملکرد دوچرخه سوار قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی

لیلا ایران نژاد<sup>۱</sup>، شهرام لنجان نژادیان<sup>۲\*</sup>، جلیل رئیسی<sup>۳</sup>

۱. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان

۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان

۳. استادیار فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان

دریافت ۴ خرداد ۱۳۹۸؛ پذیرش ۳ آذر ۱۳۹۸

### واژگان کلیدی

ارگونومی

دوچرخه سواری

الکترومایوگرافی

خستگی

عملکرد ورزشی

### چکیده

زمینه و هدف: دوچرخه سواری وسیله‌ای برای افزایش آمادگی جسمانی افراد است که توسط متخصصان قلب و توانبخشی به‌عنوان روشی درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد. تحقیقات زیادی در زمینه بیومکانیک و ارگونومی دوچرخه سواری صورت گرفته تا اهدافی چون بهبود عملکرد، کاهش انرژی مصرفی و کاهش احتمال آسیب محقق شود. هدف از تحقیق حاضر مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات راست کننده ستون فقرات، سרینی بزرگ و راست رانی و همچنین عملکرد دوچرخه سوار در شش وضعیت ارگونومیک دوچرخه قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی بود.

روش بررسی: شش دوچرخه سوار زن حرفه‌ای با سابقه شرکت در رقابت‌های کشوری و آسیایی در این تحقیق شرکت کردند. شش حالت متفاوت تنظیم دوچرخه شامل ترکیب دو حالت فرمان و سه ارتفاع صندلی برای دوچرخه در نظر گرفته شد. فعالیت الکتریکی سه عضله منتخب و همچنین سرعت زاویه‌ای پدال زنی در قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی بر روی دوچرخه ارگومتر ثبت گردید.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که در حالت‌های مختلف تنظیم دوچرخه، اثر خستگی بر میزان فعالیت الکتریکی عضله راست کننده ستون فقرات تفاوت معناداری داشت. همچنین سرعت زاویه‌ای پدال زنی یا عملکرد ورزشی دوچرخه سوار در حالات مختلف تنظیم دوچرخه تفاوت معناداری نشان داد. نتیجه‌گیری: تنظیمات ارگونومی دوچرخه شامل تغییرات فرمان و صندلی برای خستگی کمتر عضلات و دستیابی به بهترین عملکرد ورزشی حائز اهمیت است. با توجه به نتایج تحقیق حاضر، بهترین حالت تنظیم دوچرخه به منظور ارتقاء عملکرد، حالتی است که صندلی بالاتر از ارتفاع مرجع و فرمان موازی با سطح زمین تنظیم شده باشد.

## مقدمه

دوچرخه‌سواری نه تنها به‌عنوان یک ورزش بلکه به‌عنوان یک تفریح سالم و مفید شناخته می‌شود. دوچرخه به‌عنوان وسیله‌ای برای افزایش آمادگی ورزشی و همچنین توسط متخصصان قلب و توانبخشی به‌عنوان روشی درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد (بالاسوبرامانیان، یاگاناث، ادلاراسو، ۲۰۱۴). تحقیقات زیادی شامل بررسی آسیب‌شناسی (بیلی، مایلادت، مسنجر، ۲۰۰۳؛ بینی، هوم، کرافت، ۲۰۱۱؛ برسل، ۲۰۰۱؛ برنت، کورنلیوس، دانکرتس، سولیوان، ۲۰۰۴؛ شوولناس، درمن، ۲۰۰۵)، فیزیولوژی (مرزوکی و همکاران، ۲۰۱۵؛ آمبرژر، گریتسن، مارتین، ۲۰۰۶)، بیومکانیک و ارگونومی (بالاسوبرامانیان و همکاران، ۲۰۱۴؛ بانوم، لی، ۲۰۰۳؛ دینگول و همکاران، ۲۰۰۸؛ فرر روکا و همکاران، ۲۰۱۲؛ گونزالس، هال، ۱۹۸۹؛ هال، یورگه، ۱۹۸۵؛ مارزوکی و همکاران، ۲۰۱۵؛ سوزوکی، واتانابه، هوما، ۱۹۸۲) در حیطه دوچرخه‌سواری صورت گرفته است. یکی از زمینه‌های تحقیقاتی، مطالعه وضعیت قرارگیری دوچرخه‌سوار بر روی دوچرخه است که تأثیر بسزایی بر بهبود عملکرد، کاهش انرژی مصرفی و کاهش احتمال آسیب دارد. وضعیت بدنی دوچرخه‌سوار از سه عامل آنترپومتری ورزشکار، جهت‌گیری بدن ورزشکار یا زاویه تنه و تنظیمات دوچرخه تبعیت می‌کند. تنظیمات دوچرخه شامل تغییرات فرمان و صندلی است که برای دستیابی به بهترین کارایی و عملکرد حائز اهمیت است و از تأثیر این تنظیمات بر عملکرد دوچرخه‌سوار نمی‌توان چشم‌پوشی کرد (گریگور، بروکر، ریان، ۱۹۹۱). اهمیت این فاکتورها زمانی آشکار می‌شود که رکوردهای جدید در مسابقات مختلف بین‌المللی به‌دست می‌آید. برای مثال در المپیک بارسلون، کریس بوردمن دنیای دوچرخه‌سواری را با برد حیرت‌انگیز خود در ماده تعقیبی انفرادی شگفت‌زده و انقلابی در مشخصات طراحی دوچرخه ایجاد کرد. او با انتخاب وضعیتی غیر معمول، بهترین زمان تایم تریل را برای خودش ثبت کرد. پس از آن، پیشرفت در طراحی دوچرخه و وضعیت قرارگیری بدن ادامه پیدا کرد و دوچرخه‌های جدید و وضعیت‌های تازه‌ای شکل گرفت. با این‌که برخی وضعیت‌ها و تنظیمات توسط مجامع رسمی ممنوع شد، همچنان احتمال آن وجود دارد که تنظیمات و

وضعیت‌های جدیدی جایگزین شده و قوانین قبلی تغییر کند (بورک، ۲۰۰۳؛ گرمشاو، فالر، لیز، بردن، ۲۰۰۴). تاکنون روش‌های مختلفی جهت انتخاب ارتفاع صندلی به دوچرخه‌سواران پیشنهاد شده است که روش سنجش ایستا، اندازه‌گیری در حالت استراحت، و روش سنجش پویا، اندازه‌گیری در حین پدال‌زنی، از آن جمله‌اند (فرر روکا و همکاران، ۲۰۱۲). محققان انتخاب ارتفاع صندلی مناسب را از دیدگاه‌های مختلفی بررسی کرده‌اند که تحقیقات خستگی و الکترومایوگرافی، سینتیک و سینماتیک، مدلسازی و شبیه‌سازی و همچنین تحقیقات آسیب‌شناسی و ارگونومی از آن جمله‌اند. برخی محققان فعالیت عضلات، میزان گشتاور تولیدی و سینماتیک مفاصل درگیر و سرعت پدال‌زنی را در طراحی‌های مختلف دوچرخه، تغییرات ارتفاع صندلی و وضعیت‌های مختلف بدن بررسی کرده (بالاسوبرامانیان و همکاران، ۲۰۱۴؛ بینی و همکاران، ۲۰۰۸؛ بینی، تامبورینگای، موتا، ۲۰۱۰؛ دیترویلو و همکاران، ۲۰۱۱؛ هویت‌طلب، خاکی، ۲۰۱۰؛ سندرسون، آموروسو، ۲۰۰۹؛ ساولبرگ، دیپورت، ویلمز، ۲۰۰۳؛ سرینیواسان، بالاسوبرامانیان، ۲۰۰۷) و نشان داده‌اند که این عوامل بر خستگی و عملکرد دوچرخه‌سواران مؤثرند. با این حال برخی محققان گزارش کردند که تفاوت معناداری در این پارامترها حین تنظیمات متفاوت صندلی وجود نداشت (مورا، مورو، روزاتو، لوکاس، دیفن ثلر، ۲۰۱۷). برخی محققان در حوزه توانبخشی و سلامت، تأثیر ارتفاع صندلی را بر میزان بار وارد بر مفاصل افراد سالم غیر دوچرخه‌سوار بررسی کرده‌اند (تامبورینگای، بینی، ۲۰۱۱) و برخی در تحقیقات خود به دنبال پیشنهاد ارتفاع صندلی بهینه برای دوچرخه‌سواران بوده‌اند (تامس، ۱۹۶۷). محققان دیگری نیز با مدل‌سازی دوچرخه‌سواری، نیروی عضلات منتخب در پدال‌زنی را محاسبه و نتایج را با داده‌های تجربی مقایسه کرده‌اند (رضایی، حق‌پناهی، ۱۹۹۹). بررسی تحقیقات قبلی نشان می‌دهد تاکنون تأثیر همزمان تنظیمات صندلی و فرمان بر خستگی عضلات و عملکرد ورزشکار بررسی نشده است. لذا هدف از این تحقیق بررسی حالت‌های مختلف ارگونومی دوچرخه بر خستگی عضلات و عملکرد ورزشکار به‌عنوان دو تابع هدف است. سه عضله سیرینی بزرگ، راست‌کننده ستون فقرات و راست رانی به دلیل نقش مهم‌شان در باز کردن مفاصل ران و زانو و با توجه به انتخاب آنها توسط

ورود به تحقیق لازم بود تا تمامی شرایط شامل جنسیت زن، فعالیت حرفه‌ای، سابقه شرکت در مسابقات کشوری و آسیایی و وضعیت سالم و بدون آسیب در حین اجرای تحقیق را دارا باشند. شش شرکت‌کننده شامل شرایط ورود به‌صورت در دسترس انتخاب شدند که قبل از اجرای آزمون‌ها رضایت‌نامه کتبی جهت شرکت در پژوهش را تکمیل کردند. آزمون‌ها در آزمایشگاه دانشکده علوم ورزشی انجام شد. در مرحله نخست، مشخصات فردی آزمودنی‌ها ثبت و خصوصیات آنتروپومتری آنها اندازه‌گیری شد. این اطلاعات در جدول ۱ قابل مشاهده است.

محققان پیشین (بالاسوبرامانیان و همکاران، ۲۰۱۴؛ بائوم، لی، ۲۰۰۳) برای ثبت فعالیت الکتریکی انتخاب شدند تا معیار خستگی عضلات با ارزیابی فعالیت آنها بررسی شود. این دو هدف متناظر با افزایش کارایی و کاهش ریسک آسیب برای دوچرخه‌سواران است که ضرورت و اهمیت دستیابی به آن‌چه از دیدگاه قهرمانی و چه از دیدگاه سلامتی بر متخصصان، ورزشکاران و مربیان پوشیده نیست.

## مواد و روش‌ها

شرکت‌کنندگان در این تحقیق به‌صورت در دسترس از اعضای تیم حرفه‌ای شهر انتخاب شدند که به‌عنوان معیار

جدول ۱: میانگین (انحراف استاندارد) اطلاعات توصیفی شرکت‌کنندگان در تحقیق

متغیرها	میانگین (انحراف استاندارد)
سن (سال)	۲۴/۶ (۳/۱)
قد (سانتی‌متر)	۱۶۹/۵ (۷/۰)
جرم (کیلوگرم)	۵۹/۶ (۱۱/۲)
سابقه ورزشی (سال)	۶/۱ (۰/۷)

ارتفاع مرجع به علاوه و منهای ۵ سانتی‌متر در نظر گرفته شد. عضلات منتخب با توجه به نقش آنها در فعالیت رکاب زدن انتخاب گردید که شامل عضله بازکننده ستون فقرات، سیرینی بزرگ و راست رانی بود. در هر جلسه، پس از نصب الکترودها و قبل از اجرای پروتکل خستگی، حرکات مناسب برای دستیابی به حداکثر انقباض ارادی در هر کدام از عضلات توسط آزمودنی اجرا و فعالیت الکتریکی عضلات مرتبط اندازه‌گیری شد. حرکات شامل اکستنشن ستون فقرات در حالت خوابیده به شکم بر روی تخت با زاویه شیب ۳۰ درجه رو به پایین برای عضله راست‌کننده ستون فقرات، اکستنشن زانو از حالت خمیده با زاویه ۷۰ تا ۹۰ درجه در حالت نشسته بر روی صندلی دستگاه جلو ران بدنسازی برای عضله راست‌قامی و هایپراکستنشن ران در حدود ۲۰ درجه در حالت خوابیده به شکم و بدون خم شدن زانو برای عضله سیرینی بزرگ در نظر گرفته شد (کنراد، ۲۰۰۵). فعالیت الکتریکی هر سه عضله در دو مرحله قبل و بعد از خستگی در مدت زمان ۳۰ ثانیه پدال‌زنی با حداکثر سرعت ثبت گردید (دیترویلو و همکاران، ۲۰۱۱).

در جلسه اول، تست آستراند برای هر آزمودنی اجرا شد تا حداکثر توان برای تعیین پروتکل خستگی برای وی محاسبه شود. تست آستراند با استفاده از برنامه پیش فرض نصب شده بر روی دوچرخه مونارک (Monark828E) ساخت کشور سوئد به این شکل اجرا شد که پس از گرم کردن، شرکت‌کنندگان با مقدار بار مشخص پیشنهادی بر اساس وزن، با سرعت ۶۰ دور بر دقیقه رکاب‌زنی کرده و با اندازه‌گیری ضربان آنها در شش دقیقه، توان حداکثر فرد محاسبه و اعلام می‌شد (رونستاد، هانسن، ۲۰۱۶). پس از آن، طی شش جلسه در روزهای مختلف، هر دوچرخه سوار به اجرای پروتکل خستگی در یکی از شش حالت متفاوت ارگونومی دوچرخه پرداخت. جلسات در روزهای مختلف با فواصل بیش از یک روز بود و برای هر ورزشکار، در یک روز فقط یک حالت ارگونومی به‌صورت تصادفی انتخاب می‌شد. حالت‌های ارگونومی دوچرخه شامل ترکیب دو حالت فرمان و سه ارتفاع صندلی بود. در اولین حالت فرمان، دسته‌های فرمان موازی با سطح زمین و در حالت دوم دسته‌های فرمان عمود بر زمین قرار گرفتند. تنظیم ارتفاع صندلی نیز شامل سه حالت بود که در حالت نخست یا مرجع، ارتفاع صندلی برابر با طول اندام تحتانی بود و در دو حالت دیگر،

بدون هیچ توان وارده بر دوچرخه قرار داشت. در طی ۳۰ ثانیه‌های قبل و بعد از خستگی، سیگنال‌های حاصل از فعالیت عضلات منتخب در حین پدال‌زنی با حداکثر سرعت ضبط و ثبت گردید. همچنین حداکثر سرعت زاویه‌ای پدال‌زنی در این زمان‌ها ثبت شد. به غیر از ۲ مرحله ۶ ثانیه و ۳۰ ثانیه سرعتی، سایر قسمت‌های پروتکل با سرعت ۶۰ rpm اجرا شد (دیترویلو و همکاران، ۲۰۱۱؛ لاکیه، رابسون، ۱۹۸۸). برای اطمینان از حصول خستگی از معیار ۲۰ نمره‌ای تلاش درک شده بورگ استفاده شد که با اعلام نمره بالاتر از ۱۵ خستگی محرز می‌شد (ویلیامز، ۲۰۱۷).

مراحل اجرای پروتکل خستگی در جدول ۲ نشان داده شده است. این پروتکل شامل سه مرحله اصلی بود که در هر مرحله ۳ دقیقه پدال‌زنی با ۳۰٪، ۳۵٪ و ۴۰٪ توان حداکثر هر فرد، که در جلسه نخست قبل از آزمون‌ها با تست آستراند به دست آمده بود، انجام شد. در پایان هر مرحله اصلی، به جز مرحله آخر، ۶ ثانیه پدال‌زنی با حداکثر سرعت وجود داشت. پس از هر مرحله اصلی و گذراندن ۶ ثانیه سرعتی، یک مرحله ریکاوری ۱ دقیقه‌ای با توان ۵۰ وات در نظر گرفته شد. همچنین دو مرحله ریکاوری ۲ دقیقه‌ای پس از پدال‌زنی سرعتی ۳۰ ثانیه‌ای قبل و بعد از خستگی،

جدول ۲: پروتکل خستگی شامل سه مرحله قبل از خستگی، پروتکل اصلی و بعد از خستگی

شماره مرحله	مدت زمان	شرح مرحله	سرعت (rpm)
۱	۱۰ دقیقه	گرم کردن	۶۰
۲	۳۰ ثانیه	پدال زنی با حداکثر سرعت قابل دستیابی	-
۳	۲ دقیقه	ریکاوری	۶۰
۴	۳ دقیقه	پدال زنی با شدت ۳۰ درصد توان ماکزیمم	۶۰
۵	۶ ثانیه	پدال زنی با حداکثر سرعت قابل دستیابی	-
۶	۱ دقیقه	ریکاوری با توان ۵۰ وات	۶۰
۷	۳ دقیقه	پدال زنی با شدت ۳۵ درصد توان ماکزیمم	۶۰
۸	۶ ثانیه	پدال زنی با حداکثر سرعت قابل دستیابی	-
۹	۱ دقیقه	ریکاوری با توان ۵۰ وات	۶۰
۱۰	۳ دقیقه	پدال زنی با شدت ۴۰ درصد توان ماکزیمم	۶۰
۱۱	۳۰ ثانیه	پدال زنی با حداکثر سرعت قابل دستیابی	-
۱۲	۲ دقیقه	ریکاوری	۶۰

راست کننده ستون مهره‌ها (طویل کمری) در نظر گرفته شد (هرمنس و همکاران، ۲۰۰۰).

الکترودهای دو قطبی که از جنس نقره - کلرید نقره بود پس از آماده‌سازی پوست در محل شکم عضلات نصب شد. فعالیت الکتریکی عضلات با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز ثبت و سیگنال خام یک‌سو و هموار شد. میانگین فعالیت هر عضله قبل و بعد از خستگی با استفاده از میزان فعالیت همان عضله حین حداکثر انقباض ارادی نرمال و بر حسب درصد گزارش شد.

برای اندازه‌گیری سرعت زاویه‌ای پدال‌زنی و اجرای پروتکل خستگی از دوچرخه ارگومتر موناک با قابلیت تنظیم ارتفاع صندلی و حالت فرمان استفاده شد. این دوچرخه برای اجرای تست آستراند نیز مورد استفاده قرار گرفت. سرعت زاویه‌ای پدال‌زنی در دو مرحله ۳۰ ثانیه

فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از دستگاه الکترومایوگرام ام ای ۱۶۰۰۰ شانزده کاناله ساخت کشور فنلاند ثبت شد و تحلیل سیگنال توسط نرم‌افزار اصلی دستگاه (MegaWin) نسخه ۳ صورت گرفت. محل قرارگیری الکترودها بر اساس دستورالعمل سنیم<sup>۲</sup> به دقت تعیین و علامت‌گذاری شد (هرمنس، فرریکس، دیزلهورست-کلاگ، راثو، ۲۰۰۰). این موقعیت‌ها شامل وسط خط واصل بین آسیس و بخش فوقانی کشکک برای عضله راست رانی، وسط خط واصل بین مهره خاجی و تروکانتر بزرگ برای عضله سیرینی بزرگ و به اندازه ۲ انگشت به سمت خارج زائده مهره اول کمری برای عضله

1. ME6000  
2. SENIAM

توجه به انتخاب‌های متداول دوچرخه‌سواران انتخاب شده است.

برای هر کدام از حالت‌های شش‌گانه وضعیت‌های ارگونومی دوچرخه، میانگین فعالیت الکتریکی عضلات منتخب، شامل راست‌کننده ستون فقرات، سرینی بزرگ و راست رانی، قبل و بعد از خستگی در جدول ۴ گزارش شده است. از طرفی با تبدیل سیگنال فعالیت الکتریکی از حوزه زمان به حوزه فرکانس، پارامتر فرکانس میانگین توان سیگنال (MPF) به‌عنوان شاخصی برای ارزیابی خستگی عضلات محاسبه شده است. میانگین این پارامتر برای عضلات منتخب در شش حالت ارگونومی دوچرخه محاسبه و در جدول ۴ نشان داده شده است.

نتایج تحلیل داده‌ها برای میانگین فعالیت الکتریکی عضله راست‌کننده ستون فقرات نشان داد اثر اصلی وضعیت ارتفاع صندلی ( $F(2, 10) = 4/61, p = 0/038, \eta^2 = 0/48$ ) و اثر اصلی خستگی ( $F(1, 5) = 8/36, p = 0/034, \eta^2 = 0/63$ ) معنادار شد ولی اثر اصلی وضعیت فرمان ( $F(2, 10) = 0/02, \eta^2 = 0/02$ ) معنادار نشد. همچنین اثر تعاملی خستگی در وضعیت فرمان ( $F(1, 5) = 0/118, p = 0/75, \eta^2 = 0/034, \eta^2 = 0/63$ ) و اثر تعاملی سه‌گانه خستگی در فرمان و ارتفاع صندلی ( $F(2, 10) = 6/20, p = 0/018, \eta^2 = 0/55$ ) معنادار شد در حالی که دیگر آثار تعاملی معنادار نشد.

پدال‌زنی با حداکثر سرعت قبل و بعد از خستگی در حین ثبت سیگنال الکترومایوگرافی اندازه‌گیری و ثبت گردید.

از نرم‌افزار SPSS برای محاسبه شاخص‌های آمار توصیفی و اجرای آزمون‌های آمار استنباطی استفاده شد برای استخراج نتایج از داده‌های خام در شرایط طرح تحقیق از یک طرح تحلیل واریانس درون آزمودنی‌های ۲ (پروتکل خستگی) در ۳ (وضعیت ارتفاع صندلی دوچرخه) در ۲ (وضعیت فرمان دوچرخه) استفاده شد. سطح معناداری در آزمون‌ها  $\alpha = 0/05$  انتخاب شد. برای نمایش اندازه اثر از شاخص اندازه اثر مجذور ایتای سهمی استفاده شد. همچنین برای مقایسه‌ی دو به دوی وضعیت‌های شش‌گانه در شرایط خستگی از آزمون تی زوجی با اصلاح درجات آزادی به روش بونفرونی استفاده شد. سطح معناداری اصلاح شده  $\alpha = 0/01$  در نظر گرفته شد.

### یافته‌ها

حالت‌های مختلف ارگونومی دوچرخه شامل دو حالت برای تنظیم فرمان و سه حالت برای تنظیم ارتفاع صندلی دوچرخه در جدول ۳ تشریح شده است. ترکیب این حالت‌ها شش وضعیت ارگونومی را شکل می‌دهد. این شش حالت با

جدول ۳: شرح نحوه تنظیم حالت‌های مختلف ارگونومی دوچرخه

شرح	حالت‌های ارگونومی دوچرخه
	حالت‌های تنظیم فرمان
دسته‌های فرمان موازی با زمین و رو به جلو	۱
دسته‌های فرمان عمود بر زمین و رو به پایین	۲
	حالت‌های تنظیم ارتفاع صندلی
حالت مرجع برابر با طول اندام تحتانی	۱
۵ سانتی‌متر بالاتر از حالت مرجع	۲
۵ سانتی‌متر پایین‌تر از حالت مرجع	۳

راست‌کننده ستون فقرات در این وضعیت ( $SD = 1/64$ )،  $M = 6/61$ ) کمتر از فعالیت این عضله در هر دو وضعیتی بود که ارتفاع صندلی در آنها ۵ سانتی‌متر پایین‌تر از سطح مرجع است. در وضعیت اول دسته‌های فرمان به‌صورت مشابه عمود بر زمین و رو به پایین ( $SD = 1/64$ )،  $M = 6/61$ ) بود ( $t(5) = 4/07, p = 0/010$ ). در وضعیت دوم دسته‌های

با توجه به معنادار شدن اثر تعاملی سه‌گانه و با توجه به داده‌های جدول ۴، مقایسه‌های زوجی بین وضعیت حالتی که دسته‌های فرمان عمود بر زمین و رو به پایین (حالت ۲ فرمان) و ارتفاع صندلی ۵ سانتی‌متر بالاتر از سطح مرجع (حالت ۲ ارتفاع صندلی) باشد با پنج وضعیت دیگر انجام شد که نتایج این تحلیل نشان داد فعالیت الکتریکی عضله‌ی

داده‌ها برای فعالیت الکتریکی عضله سرینی بزرگ نیز نشان داد اثر اصلی و تعاملی هیچ کدام از متغیرها معنادار نشد. نتایج تحلیل داده‌ها برای فرکانس میانگین توان عضله راست کننده ستون فقرات نشان داد اثر اصلی وضعیت ارتفاع صندلی ( $F(2, 10) = 8/89, p = 0/006, \eta^2 = 0/64$ ) و اثر اصلی خستگی ( $F(1, 5) = 27/8, p = 0/003, \eta^2 = 0/85$ ) معنادار شد ولی اثر اصلی وضعیت فرمان معنادار نشد. همچنین اثر تعاملی سه‌گانه خستگی در فرمان و ارتفاع صندلی ( $F(2, 10) = 5/74, p = 0/022, \eta^2 = 0/54$ ) معنادار شد در حالی که دیگر آثار تعاملی معنادار نشد.

فرمان موازی با زمین و رو به جلو ( $M = 12/63, SD = 2/34$ ) قرار داشت ( $t(5) = 7/34, p = 0/001$ ). به عبارت دیگر فارغ از نحوه قرارگیری دسته فرمان، ارتفاع پایین‌تر صندلی موجب فعالیت بیشتر عضله راست کننده ستون فقرات شده بود، ولی بقیه مقایسه‌های زوجی از نظر آماری معنادار نبود. نتایج تحلیل داده‌ها برای فعالیت الکتریکی عضله راست رانی نشان داد اثر اصلی خستگی ( $F(1, 5) = 16/96, p = 0/009, \eta^2 = 0/77$ ) معنادار شد در حالی که سایر آثار اصلی و تعاملی هیچ کدام از متغیرها معنادار نشد. همچنین تحلیل

جدول ۴: میانگین (انحراف استاندارد) فعالیت الکتریکی و فرکانس میانگین توان عضلات پیش و پس از اجرای پروتکل خستگی

عضله	حالت ارگونومی دوچرخه		فعالیت الکتریکی		MPF عضله، قبل از		MPF عضله، بعد از	
	فرمان	صندلی	عضله، قبل از خستگی (%MVC)	فعالیت الکتریکی عضله، بعد از خستگی (%MVC)	خستگی (Hz)	خستگی (Hz)	خستگی (Hz)	خستگی (Hz)
راست کننده ستون فقرات	۱	۱	۱۵/۹۵ (۵/۶۲)	۱۲/۹۳ (۵/۱۷)	۴۸/۷ (۷/۱۲)	۴۶/۸ (۱۶/۶۱)		
	۲	۲	۱۲/۵۵ (۳/۵۷)	۱۶/۸۶ (۸/۹۴)	۷۵/۲ (۱۴/۲۲)	۵۰/۳ (۸/۶۲)		
	۳	۳	۱۳/۳۱ (۴/۶۱)	۱۲/۶۳ (۲/۳۴)	۵۰/۸ (۱۲/۴۰)	۴۶/۳ (۱۴/۲۱)		
سرینی بزرگ	۱	۲	۱۴/۵۶ (۶/۰۳)	۱۲/۷۷ (۵/۸۲)	۵۰/۵ (۶/۶۹)	۴۹/۳ (۱۲/۴۲)		
	۲	۳	۱۱/۹۹ (۴/۸۳)	۶/۶۱ (۱/۶۴)	۶۰/۲ (۱۰/۴۰)	۵۲/۲ (۷/۳۶)		
	۳	۱	۲۱/۷ (۳/۱۰)	۱۳/۹۰ (۴/۳۰)	۶۴/۸ (۱۳/۵۰)	۵۳/۲ (۵/۹۱)		
راست رانی	۱	۱	۱۹/۸۴ (۷/۳۴)	۲۰/۸ (۱۱/۰۸)	۴۱/۸ (۱۰/۱۵)	۳۸/۲ (۱۳/۷۶)		
	۲	۲	۳۴/۳ (۲۲/۶)	۱۹/۷۴ (۴/۲۲)	۳۹/۳ (۱۳/۸۷)	۳۷/۲ (۹/۶۸)		
	۳	۳	۱۹/۶۹ (۶/۵۶)	۲۱/۶ (۹/۸۳)	۴۵/۳ (۷/۴۷)	۴۲/۷ (۱۱/۹۴)		
	۱	۲	۲۵/۷ (۱۸/۸۵)	۲۰/۵ (۱۰/۱۶)	۵۱/۵ (۱۱/۰۴)	۴۵/۲ (۱۲/۷۷)		
	۲	۳	۲۴/۱ (۹/۷۰)	۲۰/۱ (۷/۸۱)	۵۰/۰ (۲۱/۳)	۴۵/۵ (۲۱/۰)		
	۳	۱	۲۴/۴ (۱۵/۹۴)	۲۲/۴ (۵/۸۵)	۴۴/۵ (۶/۴۱)	۳۶/۰ (۸/۳۹)		
	۱	۱	۲۶/۱ (۶/۵۶)	۲۵/۶ (۹/۸۷)	۶۲/۸ (۸/۷۸)	۶۱/۷ (۴/۱۸)		
	۲	۲	۲۶/۸ (۴/۱۷)	۲۰/۱ (۷/۱۳)	۶۷/۸ (۳/۹۲)	۶۵/۵ (۴/۷۲)		
	۳	۳	۲۵/۱ (۶/۶۳)	۲۱/۴ (۸/۴۹)	۶۳/۷ (۵/۲۰)	۶۲/۵ (۱۱/۴۷)		
	۱	۲	۲۴/۹ (۳/۸۷)	۲۲/۶ (۶/۰۱)	۶۲/۳ (۶/۴۱)	۶۳/۳ (۵/۱۳)		
	۲	۳	۳۰/۸ (۱۰/۹۸)	۲۲/۱ (۴/۳۸)	۶۶/۸ (۸/۶۶)	۶۵/۵ (۱۶/۲۲)		
	۳	۱	۲۷/۴ (۸/۵۲)	۱۹/۵ (۴/۱۹)	۶۸/۳ (۴/۰۳)	۶۶/۳ (۴/۱۳)		

MPF: Mean Power Frequency

همچنین اثر تعاملی خستگی در فرمان ( $\eta^2 = 0/82$ ) و دیگر آثار اصلی و تعاملی معنادار نشد.

تحلیل داده‌های فرکانس میانگین توان عضله سرینی بزرگ نیز نشان داد اثر اصلی وضعیت فرمان ( $\eta^2 = 0/68$ )،  $F(1, 5) = 10/63, p = 0/022$  و اثر اصلی خستگی ( $F(1, 5) = 12/48, p = 0/017, \eta^2 = 0/71$ ) معنادار شد.

پروتکل خستگی (مراحل ۲ و ۱۱ از جدول ۲) اندازه‌گیری شد. میانگین نتایج به‌دست آمده از شرکت‌کنندگان در جدول ۵ مشاهده می‌شود.

برای ارزیابی عملکرد دوچرخه‌سوار در حالت‌های مختلف ارگونومی دوچرخه، حداکثر سرعت زاویه‌ای پدال‌زنی قابل دستیابی در دو فاز ۳۰ ثانیه‌ای سرعتی، قبل و بعد از اجرای

جدول ۵: میانگین (انحراف استاندارد) حداکثر سرعت زاویه‌ای قابل دسترس قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی

حداکثر سرعت زاویه‌ای قابل دسترس، بعد از خستگی (rpm)	حداکثر سرعت زاویه‌ای قابل دسترس، قبل از خستگی (rpm)	صندلی	فرمان
۱۹۳/۸ (۱۷/۲۴)	۲۰۰/۷ (۱۸/۹۳)	۱	۱
۲۰۶/۳ (۱۷/۴۷)	۲۱۲/۲ (۱۷/۳۳)	۲	
۱۸۹/۲ (۲۲/۸)	۱۹۹/۵ (۲۶/۵)	۳	
۱۸۷/۷ (۲۷/۰)	۱۹۶/۷ (۲۵/۸)	۱	۲
۱۹۴/۵ (۱۶/۰۵)	۲۰۲/۷ (۱۴/۵۱)	۲	
۱۸۹/۵ (۲۳/۵)	۱۹۸/۳ (۲۱/۹)	۳	

و ارتفاع صندلی، نتایج حاکی از کاهش معنی‌دار فعالیت الکتریکی این عضله بود. همچنین نتایج بررسی فعالیت الکتریکی عضله راست رانی در شرایط خستگی نشان داد که فعالیت الکتریکی این عضله کاهش می‌یابد. با توجه به جدول ۴ کاهش فرکانس میانگین توان در حالت بعد از خستگی نسبت به قبل از خستگی در اکثر حالت‌ها دیده شد. همچنین بررسی فرکانس میانگین توان برای عضله سرینی بزرگ نشان داد اعمال خستگی و تغییر حالت فرمان و تعامل خستگی در فرمان موجب تغییرات فرکانس میانگین توان این عضله می‌گردد، اما تغییر فعالیت الکتریکی این عضله معنی‌دار نشد. از سوی دیگر تغییرات سرعت زاویه‌ای پدال‌زنی وابسته به حالت تنظیم دوچرخه در هر شش حالت ارگونومی دوچرخه تفاوت معنادار نشان داد.

در بررسی تأثیر تغییرات تنظیم دوچرخه بر فعالیت عضلانی و فرکانس میانگین توان عضله راست‌کننده ستون فقرات تفاوت معنادار مشاهده شد که با برخی از مطالعاتی که خستگی عضلانی حین دوچرخه‌سواری را بررسی کرده‌اند مطابقت دارد (بالاسوبرامانیا و همکاران، ۲۰۱۴؛ سرینیواسان، بالاسوبرامانیا، ۲۰۰۷). با تحلیل داده‌های جدول ۴ مشاهده شد فعالیت الکتریکی عضله‌ی راست‌کننده ستون فقرات در حالتی که دسته‌های فرمان عمود بر زمین و رو به پایین (حالت ۲ فرمان) و ارتفاع صندلی ۵ سانتی‌متر بالاتر از سطح مرجع (حالت ۲ ارتفاع صندلی) باشد کمتر از فعالیت این عضله در هر دو وضعیتی بود که ارتفاع صندلی در آنها ۵ سانتی‌متر پایین‌تر از سطح مرجع

نتایج تحلیل داده‌ها برای میانگین حداکثر سرعت زاویه‌ای قابل دسترس نشان داد اثر اصلی وضعیت ارتفاع صندلی ( $F(2, 10) = 4/53, p = 0/040, \eta^2 = 0/48$ ) اثر اصلی خستگی ( $F(1, 5) = 22/69, p = 0/005, \eta^2 = 0/82$ ) و اثر اصلی وضعیت فرمان ( $F(5, 1) = 9/21, p = 0/029, \eta^2 = 0/65$ ) معنادار شد ولی هیچ‌کدام از آثار تعاملی معنادار نشد.

#### بحث

اهمیت بررسی فعالیت الکتریکی عضلات در هنگام دوچرخه‌سواری طولانی مدت یا به عبارت بهتر خستگی عمومی، در این است که با بروز خستگی در عضلات اولاً سینماتیک حرکت، که مرتبط با عملکرد است، تغییر می‌یابد و ثانیاً احتمال بروز آسیب‌های ناشی از حرکات تکراری افزایش پیدا می‌کند (دینگول و همکاران، ۲۰۰۸). بررسی اینکه کدام یک از حالات ارگونومی دوچرخه می‌تواند خستگی کمتری در عضلات ایجاد کند، پرسشی است که به گواهی شرکت‌کنندگان حرفه‌ای این تحقیق مورد توجه دوچرخه‌سواران و مربیان ایشان است. در تحقیق حاضر تلاش شد تا پاسخی مناسب برای انتخاب ارگونومی بهتر دوچرخه ارائه شود و در این راستا هم عملکرد و هم کاهش خستگی را در نظر بگیرد.

نتایج نشان داد که فعالیت الکتریکی عضله راست‌کننده ستون فقرات بعد از اعمال خستگی و همچنین با تغییر ارتفاع صندلی کاهش یافت. همچنین در بررسی اثر تعاملی خستگی در فرمان و اثر تعاملی سه گانه خستگی در فرمان

است. در وضعیت اول دسته‌های فرمان به صورت مشابه عمود بر زمین و رو به پایین و در وضعیت دوم دسته‌های فرمان موازی با زمین و رو به جلو بود. به عبارت دیگر فارغ از نحوه قرارگیری دسته فرمان، ارتفاع پایین‌تر صندلی موجب فعالیت بیشتر عضله راست‌کننده ستون فقرات شده بود. شواهد پژوهش حاضر حاکی از آن است که فعالیت الکتریکی عضله راست‌کننده ستون فقرات تحت شرایط خستگی کمترین میزان را در حالتی داشته که ارتفاع صندلی بالاتر از حالت مرجع بوده است. این نتیجه بدین معنی است که در صورت انتخاب درست تنظیم فرمان، با افزایش ارتفاع صندلی می‌توان فعالیت الکتریکی عضله راست‌کننده ستون فقرات را کاهش و از خستگی بیشتر این عضله جلوگیری نمود.

به منظور بررسی اثر خستگی، از شاخص فرکانس میانگین توان نیز در برخی تحقیقات استفاده شده است. سازوکار کاهش فرکانس سیگنال با شروع خستگی به روشنی مشخص نیست. ممکن است سرعت هدایت تار عضله بتواند کاهش فرکانس میانگین توان را با خستگی توجیه کند (قوچانی، راحتی قوچانی، راوری، حسینی، ۲۰۱۱؛ کیم، گابریل، ۲۰۱۰). در بررسی فرکانس میانگین توان عضله راست‌کننده ستون فقرات نیز نتایج حاکی از تغییرات فرکانس میانگین توان در شرایط تغییر ارتفاع صندلی و اعمال خستگی و تعامل سه‌گانه خستگی در فرمان و ارتفاع صندلی بود. بیشترین تفاوت فرکانس میانگین توان این عضله قبل و بعد از خستگی در حالتی مشاهده شد که صندلی بالاتر از ارتفاع مرجع و فرمان موازی با سطح زمین بود. از آنجا که ارتفاع صندلی بر زاویه تنه و طول عضله راست‌کننده ستون فقرات تأثیر دارد، بنابراین می‌توان بیان کرد که با افزایش طول، این عضله از حالت بهینه خود برای تولید نیرو خارج و با خستگی بیشتری مواجه شده است. این تغییرات می‌تواند احتمال افزایش آسیب‌های اسکلتی عضلانی را به دنبال داشته باشد.

در بررسی تأثیر تغییرات حالات تنظیم دوچرخه بر فعالیت الکتریکی عضلانی و فرکانس میانگین توان عضله راست رانی تفاوت معنادار مشاهده نشد که با نتایج مطالعات قبلی همسو بود (مورا و همکاران، ۲۰۱۷). محققان عدم تفاوت معنادار تغییرات فعالیت عضلانی عضلات راست رانی، دوسر رانی و دوقلو در تنظیمات مختلف ارتفاع صندلی

دوچرخه را گزارش کرده‌اند. با این حال بیان نمودند که تمایل به افزایش فعالیت عضلات در موقعیت بالاتر دیده شده است که با توجه به جدول ۴ با نتایج حاضر مطابقت دارد. از طرف دیگر، برخی محققان در پژوهش خود بیان کردند که با افزایش ارتفاع صندلی، فعالیت هر چهار عضله دوسررانی، راست رانی، درشت نئی قدامی و دوقلو کاهش می‌یابد (هویت طلب، خاکی، ۲۰۱۰). برای بررسی اثر خستگی، با مشاهده جدول ۴ و مقایسه فعالیت الکتریکی عضله سرینی بزرگ و راست رانی در حالت بعد از خستگی نسبت به حالت قبل از خستگی، کاهش فعالیت الکتریکی این دو عضله در اغلب حالت‌ها مشهود می‌باشد که برای عضله راست رانی معنادار است و برای عضله سرینی بزرگ معنادار نیست. در طول انقباض زیر بیشینه تا ظهور خستگی، دامنه فعالیت الکتریکی عضله در ابتدا ثابت است، اما پس از آن افزایش می‌یابد. این افزایش در دامنه فعالیت الکتریکی احتمالاً به دلیل افزایش در تعداد واحد حرکتی برای حفظ سطح نیروی ثابت است. در انتهای انقباض و با ظاهر شدن خستگی، دامنه فعالیت الکتریکی عضله به تدریج کاهش می‌یابد. از طرف دیگر تفاوت فعالیت الکتریکی و فرکانس میانگین توان در اثر تغییر حالات تنظیم دوچرخه برای دو عضله سرینی بزرگ و راست رانی معنادار نبود. این امر می‌تواند بخاطر کم بودن تغییرات ارتفاع صندلی باشد و ممکن است این تغییرات ارتفاع برای ایجاد تغییر در الگوی فعالیت الکتریکی عضلات تحتانی کافی نباشد.

مشاهده شد تغییر حالت‌های تنظیم دوچرخه بر سرعت زاویه‌ای پدال زنی یا عملکرد ورزشکار تأثیر معنادار داشته است. برخی محققان به حساسیت مفصل زانو و لگن نسبت به ارتفاع صندلی اشاره کرده‌اند (بینی و همکاران، ۲۰۱۰؛ فرر روکا و همکاران، ۲۰۱۲؛ ساندرسون، آموروزو، ۲۰۰۹؛ تامس، ۱۹۶۷). برخی نیز وضعیت بدن و زاویه تنه را عاملی مؤثر بر عملکرد و سینماتیک معرفی کرده‌اند (ساولبرگ و همکاران، ۲۰۰۳). اثربخشی تولید نیرو در یک دوچرخه تحت تأثیر عوامل بسیاری است. ارتفاع صندلی دوچرخه یکی از این عوامل می‌باشد. تغییر در ارتفاع صندلی نه تنها زوایای مفاصل بلکه طول عضلات و طول بازوی گشتاور را نیز تحت تأثیر قرار می‌دهد. در نتیجه سینماتیک دوچرخه‌سواری دچار تغییر خواهد شد که نیروی خروجی عضلات را نیز تغییر خواهد داد. افزایش نیروی خروجی



حاضر، بهینه‌ترین حالت ارگونومی دوچرخه حالتی است که در آن ارتفاع صندلی بالاتر از طول اندام تحتانی و فرمان موازی با سطح زمین تنظیم شده باشد. در این حالت نه تنها بهترین عملکرد، یا بالاترین سرعت زاویه‌ای پدال زنی، به دست آمده است، بلکه کمترین تغییرات را در اثر خستگی به دنبال داشته است. این حالت کمترین درصد اختلاف بین عملکرد در قبل و بعد از خستگی، یعنی کمترین افت عملکرد را به همراه داشته و برای هر شش آزمودنی بهترین عملکرد در این حالت رخ داده است. با توجه به اینکه تغییرات ارتفاع صندلی و حالت فرمان تغییرات معناداری بر عملکرد دوچرخه‌سواران داشته است، پیشنهاد می‌شود تا مربیان و ورزشکاران به این موارد دقت کافی نمایند.

عضلات، افزایش سرعت زاویه‌ای پدال زنی در ارتفاع بالاتر را توجیه می‌کند. در بررسی نتایج سینماتیکی اندام تحتانی می‌توان بیان داشت کاهش ارتفاع صندلی نسبت به ارتفاع مرجع یا طول اندام تحتانی، باعث افزایش زاویه زانو و افزایش زاویه فلکشن مفصل ران خواهد شد که احتمالاً دلایلی برای عدم دستیابی به سرعت حداکثراند.

### نتیجه‌گیری

هدف از انجام این پژوهش مقایسه شش وضعیت مختلف ارگونومی دوچرخه بر میزان فعالیت عضلات راست کننده ستون فقرات، راست رانی و سرینی بزرگ و همچنین عملکرد دوچرخه‌سواران قبل و بعد از خستگی بود. در مجموع می‌توان بیان داشت که از بین تنظیمات ارگونومی

### References

- Bailey, M., Maillardet, F., & Messenger, N. (2003). Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis. *Journal of Sports Sciences*, 21(8), 649–657.
- Balasubramanian, V., Jagannath, M., & Adalarasu, K. (2014). Muscle fatigue-based evaluation of bicycle design. *Applied Ergonomics*, 45(2), 339–345.
- 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), 181–190.
- Bini, R. R., Carpes, F. P., Diefenthaler, F., Mota, C. B., Guimarães, A. C. S., de Estudo e Pesquisa em Ciclismo, G., & others. (2008). Physiological and electromyographic responses during 40-km cycling time trial: Relationship to muscle coordination and performance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(4), 363–370.
- Bini, R. R., Tamborindéguy, A. C., & Mota, C. B. (2010). Effects of saddle height, pedaling cadence, and workload on joint kinetics and kinematics during cycling. *Journal of Sport Rehabilitation*, 19(3), 301–314.
- Bini, R., Hume, P. A., & Croft, J. L. (2011). Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sports Medicine*, 41(6), 463–476.
- Bressel, E. (2001). The influence of ergometer pedaling direction on peak patellofemoral joint forces. *Clinical Biomechanics*, 16(5), 431–437.
- Burke, E. (2003). High-tech cycling. *Human Kinetics*.
- Burnett, A. F., Cornelius, M. W., Dankaerts, W., & O'Sullivan, P. B. (2004). Spinal kinematics and trunk muscle activity in cyclists: a comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects—a pilot investigation. *Manual Therapy*, 9(4), 211–219.
- Dingwell, J. B., Joubert, J. E., Diefenthaler, F., Trinity, J. D. (2008). Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(11), 2666–2674.
- Ditroilo, M., Watsford, M., Fernandez-Pena, E., D'amen, G., Lucertini, F., & De Vito, G. (2011). Effects of fatigue on muscle stiffness and intermittent sprinting during cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(5), 837–845.
- Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & Garcia-López, J. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: static vs. dynamic evaluation in bike fitting. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(11), 3025–3029.
- Ghoochani, E., Rahati-Ghoochani, S., Ravi, M., & Hoseini, H. (2011). Detecting and predicting muscular fatigue during typing using surface EMG and neural network. *Iranian Journal of Medical Physics*, 8(1), 31–40.
- Gonzalez, H., & Hull, M. L. (1989). Multivariable optimization of cycling biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 22(11–12), 1151–1161.
- Gregor, R. J., Broker, J. P., & Ryan, M. M. (1991). *The Biomechanics of Cycling*. Exercise and Sport Sciences Reviews, 19(1), 127–170.
- Grimshaw, P., Fowler, N., Lees, A., & Burden, A. (2004). *BIOS instant notes in sport and exercise biomechanics*. Garland Science.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement

- procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Hoviat-talab, M., & Khaki, H. (2010). Electromyography of foot muscles in cycling. 18th Annual International Conference on Mechanical Engineering.
- Hull, M. L., & Jorge, M. (1985). A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling. *Journal of Biomechanics*, 18(9), 631-644.
- Kamen, G., & Gabriel, D. (2010). *Essentials of electromyography*. Human kinetics.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG: A Practical introduction to kinesiological electromyography*. Noraxon Inc. USA.
- Lakie, M., & Robson, L. G. (1988). Thixotropic changes in human muscle stiffness and the effects of fatigue. *Quarterly Journal of Experimental Physiology*, 73(4), 487-500.
- Marzouki, H., Gmada, N., Farhani, Z., Hssin, N., Shephard, R., & Bouhlel, E. (2015). Crossover and maximal fat oxidation points during running and cycling in sedentary subjects. *Science & Sports*, 30(4), 196-203.
- Moura, B. M. de, Moro, V. L., Rossato, M., Lucas, R. D. de, & Diefenthaler, F. (2017). Effects of saddle height on performance and muscular activity during the Wingate test. *Journal of Physical Education*, 28.
- Rezaie, M., & Hagh-panahi, M. (1999). Leg modeling and determining the joint forces and moments and muscle power using optimization techniques in cycling. 9th Iranian Biomedical Engineering Conference.
- Rønnestad, B. R., & Hansen, J. (2016). Optimizing interval training at power output associated with peak oxygen uptake in well-trained cyclists. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(4), 999-1006.
- Sanderson, D. J., & Amoroso, A. T. (2009). The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), e465--e471.
- Savelberg, H. H. C. M., de Port, I. G. L., & Willems, P. J. B. (2003). Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. *Journal of Applied Biomechanics*, 19(4), 310-324.
- Schwellnus, M. P., & Derman, E. W. (2005). Common injuries in cycling: Prevention, diagnosis and management. *South African Family Practice*, 47(7), 14-19.
- Srinivasan, J., & Balasubramanian, V. (2007). Low back pain and muscle fatigue due to road cycling- An SEMG study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 11(3), 260-266.
- Suzuki, S., Watanabe, S., & Homma, S. (1982). EMG activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities. *Brain Research*, 240(2), 245-258.
- Tamborindéguy, A. C., & Bini, R. R. (2011). Does saddle height affect patellofemoral and tibiofemoral forces during bicycling for rehabilitation? *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(2), 186-191.
- Thomas, V. (1967). Scientific setting of saddle position. *American Cycling*, 6(4), 12-13.
- Umberger, B. R., Gerritsen, K. G. M., & Martin, P. E. (2006). Muscle fiber type effects on energetically optimal cadences in cycling. *Journal of Biomechanics*, 39(8), 1472-1479.
- Williams, N. (2017) The Borg rating of perceived exertion (RPE) scale. *Occupational Medicine*, 67(5), 404-405.