

# Effects of One Stage of Exhaustive Global Fatigue on Coordination and Variability of the Joints of the Trunk in Elite Rowers

Azam Daneshvar<sup>1</sup>, Heydar Sadeghi<sup>2,3\*</sup>, Zohre Borhani Kakhki<sup>4</sup>, Mehdi Taghva<sup>5</sup>

1. PhD Candidate in Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences and Physical Education, Central branch of Azad University, Tehran, Iran
2. Full Professor, Department of Biomechanics and Sport Injury, Faculty of Sports Sciences and Physical Education, Kharazmi University, Tehran, Iran (sadeghih@yahoo.com)
3. Full Professor, Department of Sports Biomechanics, Kinesiology Research Center, Kharazmi University, Tehran, Iran
4. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Farhangian University, Tehran, Iran.
5. Assistant Professor, Faculty of Sports Sciences and Physical Education, Central branch of Azad University, Tehran, Iran

Received: 2020.April.10

Revised: 2020.June.06

Accepted: 2020.June.07

Published Online: 2020.June.08

## ABSTRACT

**Background and Aims:** The coordination between joints and muscles cause suitable production and distribution of force on the lumbar spine and joints. Fatigue induced by rowing, which is also associated with changes in paddling mechanics, can cause changes in coordination and variability patterns of segments due to its cyclic and periodic nature. The main objective of the present study was to investigate the effects of one stage of exhaustive global fatigue on coordination and coordination variability of the joints of the trunk in elite rowers

**Materials and Methods:** A total of 14 male rowers of the national team participated in current quasi-experimental study. Participants were tested during a rowing exercise on a Concept 2 ergometer performed until task failure. The variables of the coordination and variability between the joints were recorded using the inertial measurement unit device and the kinematic data of motion were calculated in sagittal, frontal, and horizontal planes. Shapiro-Wilk test was used to ensure the normal distribution of data. Paired t-test was run to compare variables at  $p \leq 0.05$  level.

**Results:** The results showed a significant difference in the effects of one stage of exhaustive global fatigue on coordination variability of the joints (hip- lumbar) in sagittal planes ( $P=0.009$  of effect size 0.93). There were no significant differences in the effects of one stage of exhaustive global fatigue on coordination variability of the joints (thoracic-lumbar and hip- lumbar) in the sagittal, frontal, and horizontal plates ( $p \leq 0.05$ ). Moreover, no significant differences were observed for coordination variability of the thoracic-lumbar joints in the sagittal, frontal, and horizontal plates and hip-lumbar joints in the frontal and horizontal plates ( $p \leq 0.05$ ).

**Conclusion:** Overall, it seems that increased trunk joint variability observed in the present study can have negative effects on the performance of professional rowers and increases the risk of various injuries, such as low back pain.

**Keywords:** Rowing; Fatigue; Coordination; Variability; Trunk.

**How to cite this article:** Azam Daneshvar, Heydar Sadeghi, Zohre Borhani Kakhki, Mahdi Taghva. Effects of one stage of exhaustive global fatigue on coordination and variability of the joints of the trunk in elite rowers. *J Rehab Med.* 2021; 10(1):158-167.

\*Corresponding Author: Heydar Sadeghi, Faculty of Sports Sciences and Physical Education, Kharazmi University, Tehran, Iran

Email: sadeghih@yahoo.com

## تاثیر یک وهله خستگی عمومی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل ناحیه تنه قایقرانان نخبه

اعظم دانشور<sup>۱</sup>، حیدر صادقی<sup>۲\*</sup> و زهره برهانی کاخکی<sup>۳</sup>؛ مهدی تقوا<sup>۴</sup>

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه آزاد تهران مرکزی، تهران، ایران
۲. استادتمام بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استادتمام بیومکانیک ورزشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۴. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران
۵. استادیار، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه آزاد تهران مرکزی، تهران، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۹/۰۳/۱۸

بازنگری مقاله ۱۳۹۹/۰۳/۱۷

دریافت مقاله ۱۳۹۹/۰۱/۲۲

### چکیده

**مقدمه و اهداف:** هماهنگی بین مفاصل و عضلات سبب اعمال و پخش مناسب نیرو بر ستون فقرات کمری و مفاصل می‌شود. از طرفی دیگر، خستگی ناشی از قایقرانی که با تغییراتی در مکانیک پارو زدن نیز همراه است، به دلیل چرخه‌ای و تکراری بودن موجب تغییراتی در الگوی هماهنگی و تغییرپذیری مفاصل می‌شود. هدف تحقیق حاضر تعیین اثر یک وهله خستگی عمومی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل ناحیه تنه (ناحیه کمری-پشتی ستون فقرات و ران-لگن) قایقرانان نخبه بود.

**مواد و روش‌ها:** ۱۴ قایقران تیم ملی مردان در تحقیق کنونی نیمه‌آزمایشگاهی شرکت کردند. برای ایجاد خستگی عمومی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی از تمرین قایقرانی روی ارگومتر استفاده شد. متغیرهای مرتبط با هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل با استفاده از دستگاه واحدهای اندازه‌گیری اینرسی و مشخصات کینماتیکی حرکت در سه صفحه ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال محاسبه شد. از آزمون شاپیرو-ویلک برای تعیین وضعیت نرمال بودن توزیع داده‌ها و از آزمون آماری تی وابسته برای مقایسه متغیرهای وابسته در سطح معناداری  $P \leq 0/05$  استفاده شد.

**یافته‌ها:** نتایج نشان داد که یک وهله خستگی عمومی تغییر معناداری بر میزان تغییرپذیری مفاصل ران-لگن در صفحه ساجیتال ( $P = 0/009$ ) با اندازه اثر  $0/933$  دارد. یک وهله خستگی عمومی تغییر معناداری بر میزان هماهنگی مفاصل کمری-پشتی و ران-لگن در صفحات ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال ایجاد نمی‌کند ( $P > 0/05$ ). همچنین تغییر معناداری بر میزان تغییرپذیری مفاصل کمری-پشتی در صفحات ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال و مفاصل ران-لگن در صفحات فرونتال و هوریزنتال قایقرانان نخبه ایجاد نمی‌کند ( $P > 0/05$ ).

**نتیجه‌گیری:** با توجه به نتایج به‌دست‌آمده، می‌توان افزایش تغییرپذیری مفاصل ناحیه تنه را به‌عنوان ریسک‌فاکتوری بر عملکرد قایقرانان حرفه‌ای قلمداد کرد که پتانسیل بروز آسیب‌های مختلفی همچون کمردرد در بین ورزشکاران این رشته ورزشی را موجب می‌شود.

**واژه‌های کلیدی:** قایقرانی؛ خستگی؛ هماهنگی؛ تغییرپذیری؛ تنه

## مقدمه و اهداف

قایقرانی با تنوع و تعداد رشته از جمله ورزش‌هایی است که بیشینه‌ای فراتر از تاریخ پیدایش المپیک دارد و مردم با توجه به توانایی خود می‌توانند آزادی عمل در انتخاب رشته مورد علاقه‌شان داشته باشند.<sup>[۱]</sup> قایقرانی فعالیت‌ی است با حرکات تکراری زیاد که در آن تقریباً در هر دقیقه ۷۰ تکرار وجود دارد که با افزایش حجم و شدت تمرینات خطر بروز آسیب‌دیدگی افزایش می‌یابد.<sup>[۲]</sup> سطح بالای از فعالیت بدنی در روئینگ به‌عنوان یکی از رشته‌های ورزش قایقرانی که کل بدن را درگیر می‌کند، می‌تواند تاثیر مثبت بر سلامت جسمی و روانی داشته باشد.<sup>[۳]</sup> اگرچه بیشتر آسیب‌دیدگی‌هایی که بر اثر پارورنی به وجود می‌آید، مربوط به نواحی شانه، بازوها و ستون فقرات است<sup>[۴]</sup>، شواهدی وجود دارد که نشان می‌دهد عارضه کمردرد (LBP) در بین ورزشکاران این رشته رایج است.<sup>[۵]</sup> یکی از حرکات تکراری که قایقرانان انجام می‌دهند، حرکت چرخشی تنه حول محور ستون فقرات است که در قایقرانان باعث می‌شود آن‌ها مستعد تخریب دیسک در طول زمان شوند.<sup>[۱۲]</sup> برآورد شده است که ۷۰ درصد چرخه پارورنی صرف خم شدن ناحیه تنه می‌شود.<sup>[۱۳]</sup> یک مسابقه قایقرانی معمولاً ۲۰۰۰ متر است که در همه جا از بازه زمانی ۶ دقیقه و ۳۰ ثانیه تا ۹ دقیقه در مسابقات قایقرانی زنان ادامه می‌یابد.<sup>[۱۴-۱۵]</sup> اگر یک قایقران سرعت پارورنی خود را در ۲۸-۳۰ استروک در دقیقه تنظیم کند (با واحد تعداد استروک در دقیقه<sup>۱</sup>)، به‌طور میانگین حدود ۲۲۶ ضربه استروک در کل زمان مسابقه انجام می‌شود. برای هر استروک، قایقران باید به سمت بالا حرکت کرده و پارو را گرفته و قبل از شروع مرحله کشیدن در حالت قرارگیری تنه در وضعیت خمیده قرار گیرد. این وضعیت خم‌شده‌ی تنه که با ایجاد نیروی فشاری همراه می‌شود، به‌عنوان یکی از دلایل اصلی خطر بروز کمردرد پیشنهاد شده است. خم شدن ناحیه تنه و ستون فقرات و تأثیر آن بر کمردرد را می‌توان به دو بخش تقسیم کرد: خم شدن تکراری یا دوره‌ای و بارگذاری در انتهای دامنه حرکتی خم شدن. هر دو عامل ذکرشده در ایجاد کمردرد نقش مهمی دارند و در قایقرانی اتفاق می‌افتد.<sup>[۱۶]</sup>

خستگی عضلانی ناشی از فعالیت و امانده‌ساز پدیده شایعی است که در طی فعالیت‌های ورزشی به‌وجود آمده و باعث اختلال در عملکرد حرکتی افراد می‌شود. خستگی به‌عنوان یک پدیده ناشناخته به کاهش در ظرفیت تولید

نیرو بدون توجه به عمل انجام‌شده تعریف شده است.<sup>[۱۷]</sup> خستگی به نتیجه قطع زنجیره رویدادها از سیستم عصبی مرکزی تا فیبرهای عضلانی مرتبط معرفی شده است.<sup>[۱۸]</sup> خستگی عضلات خم‌کننده‌ها و بازکننده‌های تنه به‌عنوان یکی از دلایل اصلی افزایش خم شدن ناحیه تنه در مرحله گرفتن یک استروک پیشنهاد شده است.<sup>[۱۰]</sup> برخی مطالعات مشاهده نموده‌اند که افزایش میزان خم شدن ستون فقرات و تیلت خلفی لگن در مرحله گرفتن با افزایش زمان پارورنی روی دستگاه ارگومتر همراه است.<sup>[۱۹]</sup> پیشنهاد شده است که با شروع خستگی در افراد قایقران، میزان خم شدن ستون فقرات افزایش می‌یابد؛ بنابراین، خستگی عضلات ناحیه تنه و لگن یکی از چندین عامل ممکن است که احتمالاً باعث افزایش میزان خم شدن این نواحی در طول زمان می‌شود.<sup>[۲۰]</sup>

هماهنگی حرکتی نشان‌دهنده انتخاب و ایجاد حرکت و همچنین درجات آزادی در دسترس برای اجرای یک تکلیف است. هماهنگی در واقع یک نقش عملکردی است و ممکن است اطلاعاتی را در مورد تنش موجود در مفاصل فراهم کند. ضعف و یا کاهش هماهنگی عضلات و مفاصل بدن می‌تواند منجر به ایجاد الگوهای حرکتی غیرطبیعی، الگوهای حرکتی جبرانی و یا انواع مختلف آسیب‌های ورزشی شود.<sup>[۲۱]</sup> از آنجایی که خستگی عاملی برای کاهش هماهنگی و عملکرد عضلات و مفاصل شناخته می‌شود، عضلات مرکزی بدن جهت ایجاد یک سطح اتکای باثبات برای انجام حرکات متناسب اندام‌ها ضروری هستند.<sup>[۲۲]</sup> تغییرپذیری در پارامترهای بیومکانیکی یکی از روش‌های بررسی کنترل حرکتی در مکانیک بدن انسان می‌باشد که از منظرهای تئوریک مختلف مورد بررسی قرار می‌گیرد.<sup>[۲۳]</sup>

محققان به تحلیل هماهنگی تنه در طول استروک-های پیوسته پرداختند. اطلاعات کینماتیکی لگن-کمری-قفسه سینه‌ای پارورنان روئینگ را به‌وسیله سنسورهای اندازه‌گیری اینرسی ثبت کردند. با افزایش شدت، تغییرات زاویه‌ای کمری-لگنی در طول فاز استراحت<sup>۲</sup> و آب‌گیری ایجاد شد. یافته‌های این تحقیق نشان می‌دهد تغییرپذیری زاویه‌ای قسمت پایین کمر در طول فاز کشیدن و استراحت می‌تواند باعث افزایش نیرو بر بافت‌های اطراف کمر شود و به‌طور بالقوه علت آسیب-های با مکانیزم استفاده بیش‌از حد<sup>۳</sup> شود.<sup>[۲۴]</sup> در تحقیق دیگر تفاوت‌های موجود در کینماتیک ستون فقرات و

<sup>3</sup> Overuse

<sup>1</sup> Stroke Per Minute (SPM)

<sup>2</sup> Recovery

اندام، زاویه مطلق اندام و شتاب حرکت اندام محاسبه شد. جهت‌گیری‌های هر IMU در هر اندام نیز به‌عنوان گرس<sup>۵</sup>، پیچ<sup>۶</sup> و رول<sup>۷</sup> گزارش می‌شوند (شرکت نوراکسون<sup>۸</sup> آمریکا، ۲۰۱۷). طبق دستورالعمل دو سنسور روی ستون فقرات که یکی تقریباً روی مهره دوازدهم پشتی (T12) و اول کمری (L1) و دیگری در پایین مهره هفتم گردنی (C7) قرار دارد، یک سنسور روی استخوان خاجی قرار گرفت.<sup>[۲۸]</sup> داده‌ها، طی دو روز با اختلاف یک هفته، به شرح زیر جمع‌آوری شد.

- یک هفته قبل از پروتکل خستگی، برای اندازه‌گیری میانگین توان (MP) آزمودنی‌ها بر روی ارگومتر، تست ۲۰۰۰ متر را انجام دادند و با استفاده از مانیتور ارگومتر، اطلاعات زمان، کالری مصرف‌شده، مسافت، الگوی تمرین در حال اجرا و ضربان قلب ورزشکار، میانگین توان ورزشکار و تعداد استروک‌ها در هر دقیقه ثبت شد.<sup>[۲]</sup>

- متعاقب آن پروتکل خستگی که متشکل از گرم کردن عمومی به‌مدت ۵ دقیقه قایقرانی بر روی ارگومتر روئینگ با شدت اختیاری و به دنبال آن سه آزمون دو دقیقه‌ای با بار ثابت در ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ درصد از MP به‌صورت پیوسته و بدون استراحت انجام شد. سپس با ریتم ثابت بین ۲۸ و ۳۲ استروک در دقیقه، ورزشکاران با بار ثابت از MP خود تا حد واماندگی تست را ادامه دادند.<sup>[۱]</sup> فرکانس‌های توان خروجی و استروک روی یک مانیتور در مقابل آنها به نمایش گذاشته شد. آزمون تا حد واماندگی ادامه داشت؛ به‌عنوان مثال، به‌طوری که ورزشکار داوطلبانه تصمیم به متوقف کردن پارو زدن کند و یا تا زمانی که کاهش ۱۰٪ از توان خروجی در پارو زدن به‌مدت بیش از ۱۰ ثانیه مشاهده شود.<sup>[۲]</sup> کاهش نویز با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث درجه چهار با فرکانس برش شش هرتز، روی داده‌های کینماتیک ۱۵ استروک متوالی پیش‌آزمون و ۱۵ استروک متوالی پس‌آزمون جهت تحلیل هماهنگی و تغییرپذیری تنه ثبت‌شده توسط دستگاه مایوموشن<sup>۹</sup> انجام شد.<sup>[۱۶]</sup> تمامی فرآیندهای پردازش داده‌ها در محیط نرم‌افزار متلب انجام شد. خروجی داده‌های دستگاه به‌صورت موقعیت زاویه‌ای مفاصل بوده که پس از استخراج از نرم‌افزار دستگاه، در نرم‌افزار متلب جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای محاسبه و سپس برای محاسبه

عملکرد زنان قایقران بر ارگومتر روئینگ و در قایق روی آب مورد بررسی قرار گرفت؛ نتایج نشان داد که ارگومترهای ثابت بیشترین مقدار را در خم شدن کمر باعث می‌شود و ارگومترها متحرک نسبت به آب کمترین مقدار را نشان می‌دهد.<sup>[۲۵]</sup> ویلسون و همکاران (۲۰۱۲) به تأثیر خستگی در تغییرات زاویه‌ای صفحه فرونتال در ستون فقرات قسمت کمری قایقرانان روئینگ نخبه پرداختند؛ دوازده قایقران مرد نخبه یک تست افزایشی را روی ارگومتر (نوع کانسپت دو)<sup>۱</sup> به پایان رساندند. نتایج نشان داد که افزایش معناداری در صفحه فرونتال در مهره سوم کمری (L3) در طول یک تست روئینگ وجود دارد.<sup>[۲۶]</sup> با توجه به اینکه هماهنگی میان مفاصل مشخصه ضروری یک عملکرد نرمال است و این امر بر اساس ریتم منظم و یا ترتیب وارد عمل شدن منظم مفاصل برای انجام مناسب و بدون آسیب کارهای روزمره لازم و ضروری است، با توجه به اصل گفته‌شده، بدیهی است که هرچه حرکت پیچیده‌تر شده و یا سخت‌تر شود، هماهنگی بین مفاصل یا ریتم حرکتی پیچیده‌تر شده و از طرف دیگر اهمیت آن بیشتر مطرح می‌شود.<sup>[۲۷]</sup> بنابراین هدف از تحقیق حاضر تاثیر یک وهله خستگی عمومی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل ناحیه تنه (ناحیه کمری-پشتی ستون فقرات و ران-لگن) قایقرانان نخبه بود.

## مواد و روش‌ها

۱۴ مرد بزرگسال حاضر در اردوی تیم ملی قایقرانی روئینگ، اسکالینگ<sup>۲</sup> (با میانگین و انحراف استاندارد سن: ۲۰/۵±۱/۸ سال، قد: ۱/۸۵±۰/۰۷ متر، وزن: ۸۵/۷۰±۶/۵ کیلوگرم) که بر اساس رکوردگیری مربیان تیم‌های ملی بهترین رکورد را در سال ۱۳۹۸ کسب کرده بودند و برای آماده‌سازی در اردوی تیم‌های ملی به سر می‌بردند، به‌عنوان آزمودنی در این تحقیق انتخاب شدند. فرآیند تحقیق برای آزمودنی‌ها توضیح و پس از اخذ رضایت‌نامه کتبی، پرسشنامه شامل مشخصات فردی (جنس، سن، قد و وزن) توسط آزمودنی‌ها تکمیل شد. اندازه‌گیری کینماتیک ستون فقرات با استفاده از روش واحدهای اندازه‌گیری اینرسی (IMU)<sup>۳</sup> (که شامل شتاب سنج‌های سه‌بعدی، ژيروسکوپ‌ها و مغناطیس سنج‌ها<sup>۴</sup> هستند) انجام شد. با اتصال مازول‌های زیرسکوپ به

<sup>6</sup> Pitch

<sup>7</sup> Roll

<sup>8</sup> Noraxon

<sup>9</sup> Myomotion, NORAXON, 3D Analysis System of the United States

<sup>1</sup> Concept II

<sup>2</sup> Sculling

<sup>3</sup> Inertial Measurement Units (IMUs)

<sup>4</sup> Magnitometers

<sup>5</sup> Course

$$CRP(i) = \Phi_A(i) - \Phi_B(i) \quad \text{معادله ۵}$$

برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها، از آزمون آماری شاپیرو-ویلک استفاده شد. از آزمون آماری تی وابسته برای مقایسه اثرات خستگی عمومی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل استفاده شد. سطح معناداری در تمامی آزمون‌های آماری ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است. برای بررسی اندازه اثر خستگی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری از روش دی کوهن استفاده شد.<sup>[۳۰]</sup>

### یافته‌ها

نتایج آزمون شاپیرو-ویلک نشان داد که توزیع متغیر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین ناحیه کمری-پشتی ستون فقرات در صفحات ساجیتال، فرونتال و هوریزانتال به صورت طبیعی می‌باشد ( $P > 0/05$ ). همچنین، توزیع متغیر میزان هماهنگی بین مفاصل ران-لگن در صفحه ساجیتال در پیش‌آزمون به صورت طبیعی بود ( $P > 0/05$ )، اما توزیع این متغیر در پس‌آزمون به صورت غیرطبیعی مشاهده شد ( $P = 0/020$ ). در مقابل، توزیع متغیر میزان تغییرپذیری بین مفاصل ران-لگن در صفحه فرونتال در پیش‌آزمون ( $P = 0/010$ ) و پس‌آزمون ( $P = 0/015$ ) به صورت غیرطبیعی بود (جدول ۱).

هماهنگی و تغییرپذیری استفاده شد. برای ساختن سری زمانی جهت محاسبات مذکور داده‌های ۱۵ استروک ابتدایی و ۱۵ استروک انتهایی از بین استروک‌ها هر آزمون انتخاب شد. سپس جابه‌جایی زاویه‌ای سگمنت ستون فقرات (پشتی-کمری، ران-لگن) حین حرکت در سه صفحه جداسازی شد.<sup>[۲۹]</sup>

برای محاسبه سرعت زاویه‌ای از معادله زیر استفاده شد:

$$\omega_i = \frac{\theta(i) - \theta(i-1)}{t(i) - t(i-1)} \quad \text{معادله ۱}$$

همچنین، برای محاسبه نمودار فازی هر مفصل، ابتدا جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای به بازه ۱ تا ۱- نرمال شدند که از طریق معادلات زیر انجام شد:

$$\theta_{inorm} = \left( \frac{2 * [\theta_i - \min(\theta_i)]}{\max(\theta_i) - \min(\theta_i)} \right) \quad \text{مرحله ۲}$$

$$\omega_{inorm} = \left( \frac{\omega_i}{\max\{|\omega_i|\}} \right) \quad \text{معادله ۳}$$

با رسم سرعت زاویه‌ای در تابع جابه‌جایی، منحنی زاویه‌ای فازی مفصل به دست آمد. با رسم زاویه‌ای فازی و محاسبه‌ی شیب هر نقطه‌ی منحنی سرعت زاویه‌ای-جابه‌جایی زاویه‌ای، مقدار زاویه فازی به دست آمد.

$$\phi = \tan^{-1} \left( \frac{\omega_i}{\theta_i} \right) \quad i=1, 2, \dots, n \quad \text{معادله ۴}$$

برای به دست آوردن فاز نسبی پیوسته از رابطه زیر استفاده شد:

جدول ۱. نتایج آزمون شاپیرو-ویلک برای میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل ناحیه تنه قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی عمومی

مقدار P (پس‌آزمون)	آماره (پس‌آزمون)	مقدار P (پیش‌آزمون)	آماره (پیش‌آزمون)	نام متغیر
۰/۵۲۰	۰/۹۴۷	۰/۲۸۳	۰/۹۲۸	هماهنگی کمری-پشتی در صفحه ساجیتال
۰/۰۵۹	۰/۸۸۰	۰/۴۰۶	۰/۹۳۹	تغییرپذیری کمری-پشتی در صفحه ساجیتال
۰/۰۹۷	۰/۸۹۵	۰/۳۶۳	۰/۹۳۵	هماهنگی کمری-پشتی در صفحه فرونتال
۰/۳۱۴	۰/۹۳۲	۰/۳۱۲	۰/۹۳۱	تغییرپذیری کمری-پشتی در صفحه فرونتال
۰/۷۱۵	۰/۹۵۹	۰/۰۷۱	۰/۸۸۶	هماهنگی کمری-پشتی در صفحه هوریزانتال
۰/۴۶۴	۰/۹۴۳	۰/۱۲۳	۰/۹۰۳	تغییرپذیری کمری-پشتی در صفحه هوریزانتال
۰/۰۲۰*	۰/۸۴۶	۰/۷۸۲	۰/۹۶۴	هماهنگی ران-لگن در صفحه ساجیتال
۰/۳۹۳	۰/۹۲۸	۰/۱۷۱	۰/۹۱۲	تغییرپذیری ران-لگن در صفحه ساجیتال
۰/۶۶۴	۰/۹۵۶	۰/۶۸۶	۰/۹۵۸	هماهنگی ران-لگن در صفحه فرونتال
۰/۰۱۵*	۰/۸۳۶	۰/۰۱۰*	۰/۸۲۵	تغییرپذیری ران-لگن در صفحه فرونتال
۰/۳۹۱	۰/۹۳۸	۰/۱۴۵	۰/۹۰۸	هماهنگی ران-لگن در صفحه هوریزانتال
۰/۱۰۸	۰/۸۹۹	۰/۷۹۶	۰/۹۶۵	تغییرپذیری ران-لگن در صفحه هوریزانتال

مفاصل کمری-پشتی در صفحه هوریزانتال و مفاصل ران-کمری در صفحه هوریزانتال و در میزان هماهنگی مفاصل ران-کمری در صفحه فرونتال بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون

نتایج آزمون تی وابسته نشان داد که تفاوت معناداری در میزان هماهنگی و تغییرپذیری مفاصل کمری-پشتی در صفحه ساجیتال، مفاصل کمری-پشتی در صفحه فرونتال،

وجود ندارد ( $P > 0/05$ ). همچنین، نتایج آزمون ویلکاکسون نیز نشان‌دهنده عدم وجود تفاوت معنادار بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در میزان هماهنگی مفاصل ران-کمری در صفحه ساجیتال بود ( $P > 0/05$ ). نتایج آزمون ویلکاکسون نیز نشان‌دهنده عدم وجود تفاوت معنادار بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در میزان تغییرپذیری مفاصل ران-کمری در صفحه فرونتال بود ( $P > 0/05$ ). در مقابل، تفاوت معناداری در میزان تغییرپذیری مفاصل ران-کمری در صفحه ساجیتال بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده شد ( $P = 0/009$ ). همچنین با توجه به میزان اندازه اثر، اثر خستگی عمومی بر میزان تغییرپذیری مفاصل ران-کمری در صفحه ساجیتال ( $0/933$ ) در سطح تقریباً بالایی بود. ذکر این نکته لازم است که خستگی باعث افزایش (معنادار و غیرمعنادار) و با اندازه اثر بزرگ‌تر در میزان تغییرپذیری بین مفاصل این ناحیه در صفحات ساجیتال و هوریزانتال و کاهش غیرمعنادار میزان تغییرپذیری بین مفاصل این ناحیه در صفحه فرونتال شد (جدول ۲).

جدول ۲. نتایج آزمون‌های آماری تی وابسته و ویلکاکسون جهت مقایسه میانگین (انحراف استاندارد) میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل ناحیه تنه قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی عمومی

نام متغیر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	مقدار t یا Z	مقدار P	اندازه اثر
هماهنگی کمری-پشتی در صفحه ساجیتال	۱۴/۲۳±۱۲/۶۴	۱۹/۹۳±۱۴/۷۲	-۱/۸۹۰	۰/۰۸۱	۰/۴۱۷
تغییرپذیری کمری-پشتی در صفحه ساجیتال	۲۶/۳۸±۸/۱۵	۲۸/۳۶±۱۰/۰۴	-۰/۶۵۷	۰/۵۲۳	۰/۲۱۸
هماهنگی کمری-پشتی در صفحه فرونتال	۱۳/۳۸±۱۶/۹۸	۸/۲۴±۱۵/۱۱	۱/۸۱۸	۰/۰۹۲	۰/۳۲۰
تغییرپذیری کمری-پشتی در صفحه فرونتال	۳۱/۸۱±۱۰/۰۶	۲۷/۲۴±۹/۰۷	۱/۱۵۶	۰/۲۶۸	۰/۴۷۸
هماهنگی کمری-پشتی در صفحه هوریزانتال	-۸/۳۹±۱۸/۷۰	-۱۱/۸۷±۱۵/۸۹	۱/۰۰۱	۰/۳۳۶	۰/۲۰۱
تغییرپذیری کمری-پشتی در صفحه هوریزانتال	۲۸/۵۷±۹/۱۴	۳۰/۵۹±۱۱/۷۱	-۰/۶۶۳	۰/۵۱۹	۰/۱۹۴
هماهنگی ران-لگن در صفحه ساجیتال	-۳/۵۴±۱۱/۷۴	۷/۸۰±۱۳/۱۵	-۱/۹۱۵	۰/۰۵۶	۰/۹۱۱
تغییرپذیری ران-لگن در صفحه ساجیتال	۲۸/۶۸±۱۰/۱۴	۳۷/۶۷±۹/۱۴	-۳/۰۶۵	۰/۰۰۹*	۰/۹۳۳
هماهنگی ران-لگن در صفحه فرونتال	۴/۲۷±۱۴/۷۳	-۴/۹۹±۱۱/۱۴	۲/۰۳۵	۰/۰۶۲	۰/۷۱۶
تغییرپذیری ران-لگن در صفحه فرونتال	۲۵/۹۱±۸/۰۹	۲۴/۷۹±۱۰/۲۶	-۱/۲۲۴	۰/۲۲۱	۰/۱۲۲
هماهنگی ران-لگن در صفحه هوریزانتال	-۶/۵۹±۱۷/۳۴	-۱/۵۵±۱۴/۰۹	-۲/۰۲۶	۰/۰۶۶	۰/۳۲۱
تغییرپذیری ران-لگن در صفحه هوریزانتال	۲۲/۰۲±۷/۱۷	۲۷/۰۵±۹/۹۸	-۱/۷۲۳	۰/۱۰۹	۰/۵۸۷

واحد مقادیر میزان هماهنگی بین مفاصل ناحیه تنه بر حسب درجه است.

\*نشان‌دهنده تفاوت معنادار بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در سطح معناداری ۰/۰۵ است.

به‌طور کلی، نتایج مطالعه حاضر با نتایج مطالعات کالدول و همکاران (۲۰۰۳)، گراناتا و همکاران (۲۰۰۴)، دینگول و همکاران (۲۰۰۸)، ویلسون و همکاران (۲۰۱۳) و کوپمان و همکاران (۲۰۱۸) همسو است.<sup>[۳۳-۳۱]</sup> کالدول و همکاران (۲۰۰۳) تغییرات میزان خم شدن ناحیه کمری ستون فقرات را طی مرحله درایو در طول یک مسابقه پارونزی ارگومتر ۲۰۰۰ متر در ۱۶ مرد و زن جوان بزرگسال پارونز مورد مطالعه قرار دادند و مشاهده نمودند که مقدار خم شدن با گذشت زمان افزایش پیدا کرد.<sup>[۱۹]</sup> گراناتا و همکاران (۲۰۰۴) به بررسی تغییرات کینماتیکی ناشی از خستگی عضلانی بر کنترل عصبی-عضلانی میزان پایداری ناحیه ستون فقرات پرداختند و نشان دادند که میزان لوردوز کمری و انحراف ناحیه تنه قبل و بعد از خستگی تغییر معناداری نمی‌یابد.<sup>[۳۴]</sup> دینگول و همکاران (۲۰۰۸) اثرات خستگی عضلات اندام تحتانی ناشی از رکاب زدن روی دوچرخه ارگومتر به مدت ۳۰ ثانیه را بر متغیرهای کینماتیکی ناحیه تنه بررسی نمودند و نشان دادند که متعاقب ایجاد این نوع خستگی میزان خم شدن ناحیه تنه

## بحث

هدف از انجام تحقیق حاضر تعیین اثر یک وهله خستگی عمومی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل ناحیه تنه (ناحیه کمری-پشتی ستون فقرات و ران-لگن) قایقرانان نخبه بود. نتایج نشان داد که یک وهله پروتکل خستگی عمومی تغییر معناداری بر میزان هماهنگی مفاصل کمری-پشتی در صفحات ساجیتال، فرونتال و هوریزانتال و همچنین مفاصل ران-کمری در صفحات ساجیتال، فرونتال و هوریزانتال قایقرانان نخبه ایجاد نمی‌کند ( $P > 0/05$ ). به‌علاوه، نتایج پژوهش حاضر نشان داد که یک وهله پروتکل خستگی عمومی تغییر معناداری بر میزان تغییرپذیری مفاصل کمری-پشتی در صفحات ساجیتال، فرونتال و هوریزانتال و همچنین مفاصل ران-کمری در صفحات فرونتال و هوریزانتال قایقرانان نخبه ایجاد نمی‌کند ( $P > 0/05$ ) و تنها بر میزان تغییرپذیری مفاصل ران-کمری در صفحه ساجیتال ( $P = 0/009$ ) با اندازه اثر  $0/933$ ) اثرگذار است.

صفحه فرونتال در طول آزمون پاروزنی وجود دارد.<sup>[۳۶]</sup> به-هرحال، این دسته از مطالعات اثرات خستگی ناشی از پاروزنی را بر متغیرهای مهمی همچون میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل مختلف بدن و همچنین بررسی نکردند. این در حالی است که با توجه به مکانیسم‌های جبرانی ایجادشده حین ایجاد خستگی، شناسایی هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل ممکن است بهتر تغییرات ناشی از خستگی را نشان دهد.<sup>[۳۹-۴۰]</sup> در نتیجه، احتمالاً یکی از دلایل تناقضات موجود در نتایج مطالعات مربوط به متغیرهای کینماتیکی مورد بررسی (میزان دامنه حرکتی مفاصل، سرعت و جابه‌جایی در مقابل هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل) مرتبط باشد.

میزان تغییرپذیری هماهنگی، اطلاعاتی را در حوزه پایداری وضعیت، خطر افتادن و احتمال بروز آسیب فراهم می‌آورد.<sup>[۳۹-۴۱]</sup> تغییرپذیری بیش‌ازحد با افزایش ناپایداری و خطر افتادن مرتبط می‌باشد.<sup>[۳۹]</sup> این در حالی است که در وظایف حرکتی مختلف، پایداری ناحیه تنه برای ایجاد الگوی حرکتی هماهنگ و انتقال نیرو به انتهای اندام‌های حرکتی ضروری می‌باشد.<sup>[۴۲]</sup> در همین زمینه، برگرو و همکاران (۲۰۱۰) اثر خستگی ناشی از رکاب زدن تک‌پا روی دوچرخه ارگومتر تا مرز واماندگی را بر وضعیت پایداری بدن در محورهای قدامی-خلفی و داخلی-خارجی بررسی نمودند و نشان دادند که این نوع خستگی باعث ایجاد ناپایداری بدن در محور داخلی-خارجی می‌شود.<sup>[۴۳]</sup> نتایج مطالعه جانستون و همکاران (۲۰۱۸) نیز نشان داد که خستگی غیرهوازی موجب کاهش نمره آزمون تعادل ایگرگ<sup>۱</sup> در تمامی جهات در ۲۰ آزمودنی جوان سالم می‌شود.<sup>[۴۴]</sup> در نتیجه، احتمالاً یکی از اثرات خستگی عمومی افزایش تغییرپذیری مفاصل ناحیه تنه و کاهش میزان پایداری در این ناحیه می‌باشد. این مسئله ممکن است باعث کاهش کارایی حرکتی فرد و انتقال نامناسب نیرو به اندام‌های حرکتی شود.

از طرف دیگر، در صورت افزایش تغییرپذیری احتمال ایجاد حرکات خطرناک خارج از محدوده طبیعی در مفاصل و در نتیجه خطر بروز آسیب افزایش می‌یابد.<sup>[۴۵]</sup> در همین زمینه، افزایش جابه‌جایی ناحیه تنه و کاهش پایداری این ناحیه از عوامل افزایش خطر بروز آسیب‌های مختلف همچون کمردرد در ناحیه تنه می‌باشد.<sup>[۴۶]</sup> هنگام پاروزنی، ورزشکاران در تمامی زمان مسابقه روی صندلی در وضعیت خمیده می‌نشینند که این وضعیت منجر به ایجاد درد کمر در این ورزشکاران به‌صورت شایع می‌شود.<sup>[۴۷]</sup> برای مثال، در یک مطالعه نشان داده شد حدود ۳۲ درصد از گروه

به سمت جلو افزایش می‌یابد.<sup>[۴۵]</sup> در یک پژوهش دیگر، ویلسون و همکاران (۲۰۱۳) میزان خم شدن ناحیه کمری ستون فقرات را در طول یک آزمون پله ارگومتر پاروزنی اندازه‌گیری کردند و مشاهده نمودند که میزان خم شدن ناحیه میانی کمر (مهره‌های دوم تا چهارم کمری) حدود ۱۱ درصد حین انجام آزمون افزایش می‌یابد؛ آن‌ها بیان نمودند که قایقرانان احتمالاً در طول قایقرانی روی دستگاه ارگومتر حین خستگی از انتهای دامنه حرکتی خم شدن خود فراتر می‌روند که این مسئله خطر بروز آسیب‌های مختلف از جمله کمردرد را به همراه دارد.<sup>[۴۷]</sup> هرچند که آن‌ها ارتباط انتهای دامنه حرکتی خم شدن را با میزان شیوع کمردرد بررسی نکردند. کوپمان و همکاران (۲۰۱۸) به بررسی اثر خستگی عضلات ناحیه پشت بدن بر ویژگی‌های کینماتیکی ناحیه تنه حین آزمون ۲۰۰۰ متر پاروزنی روی دستگاه ارگومتر در قایقرانان سطح مبتدی پرداختند و نشان دادند که میزان قوس ستون فقرات در ناحیه پشتی افزایش معناداری می‌یابد که این مسئله عاملی جهت افزایش بروز آسیب به شمار می‌رود. آن‌ها پیشنهاد دادند که قایقرانان سطح مبتدی در برنامه‌های تمرینی خود به تقویت عضلات ناحیه تنه و عضلات پایدارکننده این ناحیه توجه بیشتری کنند.<sup>[۳۰]</sup> باید توجه داشت که تفاوت تکنیکی زیادی بین قایقرانان سطح مبتدی و حرفه‌ای وجود دارد.<sup>[۳۰]</sup> در مقابل، نتایج مطالعه حاضر با نتایج مطالعات هالت و همکاران (۲۰۰۳)، مک‌گرو و همکاران (۲۰۰۵)، پولاک و همکاران (۲۰۱۲) و ویلسون و همکاران (۲۰۱۲) ناهمسو می‌باشد.<sup>[۳۶-۳۷، ۱۰]</sup> هالت و همکاران (۲۰۰۳) نشان دادند که متعاقب پاروزنی به‌مدت طولانی، تغییراتی در تکنیک پاروزنی مانند تغییر در زمان‌بندی هماهنگی بین نواحی مختلف بدن به‌خصوص در ناحیه تنه ایجاد می‌شود که این مسئله به خستگی و ناکارآمدی عضلات این ناحیه نسبت داده شد.<sup>[۳۷]</sup> مک‌گرو و همکاران (۲۰۰۵) نیز مشاهده نمودند که خستگی ناشی از پاروزنی به‌مدت طولانی، باعث ایجاد تغییرات متعددی در ویژگی‌های کینماتیکی ناحیه تنه و در نتیجه تکنیک پاروزنی می‌شود.<sup>[۳۸]</sup> پولاک و همکاران (۲۰۱۲) تغییرات کینماتیک ناحیه تنه در طول یک آزمون پاروزنی مشابه مسابقه ۲۰۰۰ متر در زنان نخبه بررسی کردند و تغییرات در کینماتیک تنه را نشان دادند.<sup>[۱۰]</sup> ویلسون و همکاران (۲۰۱۲) تأثیر خستگی بر تغییرات زاویه‌ای ستون فقرات ناحیه کمری صفحه فرونتال حین پاروزنی روی دستگاه ارگومتر در ۱۲ نفر از قایقرانان نخبه را مورد بررسی قرار داده و نشان دادند که افزایش معناداری در میزان حرکات ناحیه کمری ستون فقرات در

<sup>۱</sup> Y Balance Test

عملکرد قایقرانان حرفه‌ای گذاشته و خطر بروز آسیب‌های مختلفی همچون کمردرد را افزایش دهد.

### نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر موید نقش خستگی در هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل تنه-لگن و ران بود؛ از این رو، به نظر می‌رسد ضرورت توجه به پدیده هماهنگی در برنامه‌های تمرینی را با رویکرد نقش افزایش هماهنگی در کاهش هزینه انرژی و کاهش آسیب را به ورزشکاران تیم‌های قایقرانی روئینگ تاکید کرد.

### تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از اعضای تیم ملی روئینگ و فدراسیون قایقرانی جمهوری اسلامی که در انجام تحقیق حاضر ما را یاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

بزرگی از پاروزنان تجربه کمردرد داشتند<sup>[۴۸]</sup>، با اینکه دلیل ایجاد کمردرد در قایقرانان چندوجهی بوده و هنوز ناشناخته مانده است، برخی مطالعات نشان داده‌اند که تغییر و افزایش جابه‌جایی حرکتی در ناحیه کمری ستون فقرات می‌تواند از دلایل مهم ایجاد این نوع آسیب باشد.<sup>[۳۶]</sup> در برخی از منابع نیز تغییرپذیری زاویه جفت مفاصل به‌عنوان شیوه‌ای برای ارزیابی خطر بروز آسیب پیشنهاد شده است<sup>[۴۹]</sup>، هرچند که تغییرپذیری در حرکت برای سازگاری با محیط‌های متغیر و کاهش خطر آسیب‌های ناشی از استفاده از مکرر نیز می‌تواند مفید باشد.<sup>[۵۰]</sup> پیشنهاد شده است که با شروع خستگی در افراد قایقران، میزان خم شدن ستون فقرات افزایش می‌یابد؛ بنابراین، خستگی عضلات ناحیه تنه و لگن یکی از چندین عامل ممکن است که احتمالاً باعث افزایش میزان خم شدن این نواحی در طول زمان می‌شود.<sup>[۵۱، ۳۶]</sup> به‌طور کلی، افزایش تغییرپذیری مفاصل ناحیه تنه که در پژوهش حاضر مشاهده شد، می‌تواند اثرات منفی بر

### منابع

1. Lawton TW, Cronin JB, Guigan MR. Anthropometry, strength and benchmarks for development: a basis for junior rowers' selection?. *Journal of Sports Sciences*. 2010;30(10):995-1001.
2. Rakovac M, Smoljanović T, Bojanić I, Hannafin JA, Hren D, Thomas P. Body size changes in elite junior rowers: 1997 to 2007. *Journal of Sports Sciences, Research Suppor*. 2011;35(1):127-131.
3. Biddle SJH, Gorely T, Stensel DJ. Health enhancing physical activity and sedentary behaviour in children and adolescence. *Journal of Sports Sciences*. 2014;22:679-701.
4. Cramer J, Housh T, Weir J, Johnson G, Coburn J, Beck T. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *European Journal of Applied Physiology*. 2005;93(5):530-9
5. Bahr R, Andersen S, Loken S, Fossan B, Hansen T, Holme I. Low back pain among endurance athletes with and without specific back loading a cross-sectional survey of cross-country skiers, rowers, orienteers and nonathletic controls. 2004;29(1):449-454
6. Full RJ, Kubow T, Schmitt J, Holmes P, Koditschek D. Quantifying dynamic stability and maneuver ability in legged locomotion. *Integrative and Comparative Biology*. 2002;42(1):149-57.
7. Howell D. Musculoskeletal profile and incidence of musculoskeletal injuries in lightweight women rowers. *American Journal of Sports Medicine*. 1984;12(4):278-281.
8. Maurer M, Sode RB, Baldisserotto M. Spine Abnormalities Depicted by Magnetic Resonance Imaging in Adolescent Rowers. *American Journal of Sports Medicine*. 2011;39(2):392-397
9. Verrall G, Darcey A. Lower Back Injuries in Rowing National Level Compared to International Level Rowers. *Asian Journal of Sports Medicine*. 2014;5(4).
10. Pollock CL, Jones IC, Jenkyn TR, Ivanova TD, Garland SJ. Changes in kinematics and trunk electromyography during a 2000 m race simulation in elite female rowers. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2012;22(4):478-487.
11. Hannafin J, Hosea T. Oar sports, In: Garret, Principles and Practice of Primary Care Sports Medicine. Philadelphia, PA: Lippincott, Williams & Wilkins. 2001;20:531-540
12. Morris FL, Smith RM, Payne WR, Galloway MA, Wark JD. Compressive and Shear Force Generated in the Lumbar Spine of Female Rowers. *International Journal of Sports Medicine*. 2000;21(7):518-523.
13. Hosea TM, Boland A, McCarthy K, Kennedy T. Rowing Injuries. *Sports Health*. 1984;4(3):236-245.
14. USRowing. US Rowing Coaching Education Program Instruction Manual Level I. Princeton, NJ. 2016: <http://www.USRowing.com/>
15. Concept2 Inc. (n.d.) Retrieved February 23, 2016: <http://www.concept2.com/>



16. Reid DA, Mcnair PJ. Factors contributing to low back pain in rowers. *British Journal of Sports Medicine*. 2000;34(5):321-322.
17. Madigan ML, Pidcoe PE. Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal Electromyography Kinesiology*. 2003;13(5):491-8.
18. Fitts R. Selected from the third IOC world congress on sport sciences. *Muscle fatigue: The cellular aspects*. *American Journal Sport Medicine*. 1996;24(6):32-38.
19. Caldwell J, McNair P, Williams M. The effects of repetitive motion on lumbar flexion and erector spinae muscle activity in rowers. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(8):704-11.
20. Wilson F, Gissane C, McGregor A. Ergometer training volume and previous injury predict back pain in rowing; strategies for injury prevention and rehabilitation. *British Journal of Sports Medicine*. 2014;48(21):1534-1538.
21. Stergiou N, Harbourne RT, Cavanaugh JT. Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *Journal of urologic Physical Therapy*. 2006;30(3):120-9.
22. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgery*. 2005;13(5):316-325.
23. Hunter AM, St Clair GA, Lambert M, Noakes TD. Electromyographic (EMG) normalization method for cycle fatigue protocols. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 2002;34(5):857-61.
24. Rose Minnock M. Kinematic Analysis of Trunk Coordination Throughout the Rowing Stroke Sequence. Master's Thesis, University of Tennessee. 2017.
25. Millar SK, Reid D, McDonnell L. The Differences in Spinal Kinematics and Loading in High Performance Female Rowers During Ergometer and on Water Rowing- ISBS Proceedings Archive. 2018.
26. Willson F, Gormley J, Gissane C, Simms C. The effect of rowing to exhaustion on frontal plane angular changes in the lumbar spine of elite rowers. *Journal of Sports Sciences*. 2012;30(4):1481-1489.
27. Hamill J, Knutzen K. *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia: Wolters Kluwer, Inc. 2009.
28. Noraxon. *Myomotion System User Guided*. 2017;5:1-99.
29. Gordon E, Graham RE, Hamill J, Saunders GK. *Research Methods in Biomechanics*. 2nd edition. Printed in the United States of America; 2014.
30. Kotrlík JW, Williams H. The Incorporation of effect size in information technology, learning, and performance research. 2003;21(1):1-7.
31. Wilson F, Gissane C, Gormley J, Simms C. Sagittal plane motion of the lumbar spine during ergometer and single. *Journal of Sports Biomechanics*. 2013;12(2):132-42.
32. Kleine B, Schumann N, Bradl I, Grieshaber R, Scholle H. Surface EMG of shoulder and back muscles and posture analysis in secretaries typing at visual display units. *Int Arch Occup Environ Health*. 1999;72(6):387-94.
33. Koopmann T, Dill S, Brüggemann GP, Willwacher S. Back muscle fatigue might lead to altered spine loading in recreational ergometer rowing. *ISBS Proc Arch*. 2018;36(1):526-9.
34. Granata K, Slota G, Wilson S. Influence of fatigue in neuromuscular control of spinal stability. *Human Factors*. 2004;46(1):81-91.
35. Dingwell JB, Joubert JE, Diefenthaler F, Trinity JD. Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue. *IEEE Transaction Biomedical Engineering*. 2008;55(11):2666-74.
36. Wilson F, Gormley J, Gissane C, Simms C. The effect of rowing to exhaustion on frontal plane angular changes in the lumbar spine of elite rowers. *Journal of Sports Sciences*. 2012;30(14):1481-9.
37. Holt P, Bull A, Cashman P, McGregor A. Kinematics of spinal motion during prolonged rowing. *International Journal of Sports Medicine*. 2003;24(08):597-602.
38. McGregor A, Patankar Z, Bull A. Spinal kinematics in elite oarswomen during a routine physiological "step test." *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2005;37(6):1014-20.
39. Chiu SL, Chou LS. Variability in inter-joint coordination during walking of elderly adults and its association with clinical balance measures. *Clinical Biomechanics*. 2013;28(4):454-8.
40. Hsu W, Chou L, Woollacott M. Age-related changes in joint coordination during balance recovery. *Age (Omaha)*. 2013;35(4):1299-309.
41. Hamill J, Palmer C, Van Emmerik R. Coordinative variability and overuse injury. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2012;4(1):45.
42. Willardson JM. *Developing the core*. National Strength Conditioning Association, editor. *Human Kinetics*. 2014;215 p.
43. Berger L, Regueme S, Forestier N. Unilateral lower limb muscle fatigue induces bilateral effects on undisturbed

- stance and muscle EMG activities. *Journal of Electromyography Kinesiology*. 2010;20(5):947-52 .
44. Johnston W, Dolan K, Reid N, Coughlan GF, Caulfield B. Investigating the effects of maximal anaerobic fatigue on dynamic postural control using the Y-Balance Test. *Medicine and Science in Sports*. 2018;21(1):103-8 .
45. Potvin J, O'brien P. Trunk muscle co-contraction increases during fatiguing, isometric, lateral bend exertions: possible implications for spine stability. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998;23(7):774-80.
46. Schinkel-Ivy A, Nairn BC, Drake JDM. Investigation of trunk muscle co-contraction and its association with low back pain development during prolonged sitting. *Journal of Electromyography Kinesiology*. 2013;23(4):778-86.
47. Perich D, Burnett A, O'Sullivan P. Low back pain in adolescent female rowers and the associated factors. In: *ISBS-Conference Proceedings Archive*. 2006.
48. Teitz C, O'Kane J, Lind BK, Hannafin J. Back pain in intercollegiate rowers. *American Journal of Sports Medicine*. 2002;30(5):674-9.
49. Jafarnejhadgero A, Sadri A. The effects of foot orthoses on lower limb intra-joint coordination variability during walking in children with flexible flat foot. *Journal Applied Exercise Physiology*. 2019;14(28):89-100 [In Persian].
50. Hamill J, van Emmerik R, Heiderscheit B, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics*. 1999;14(5):297-30.
51. Sforza C, Casiraghi E, Lovecchio N, Galante D, Ferrario VF. A three-dimensional study of body motion during ergometer rowing. *Open Sport Medicine Journal*. 2012;6:22-8.
52. Ahmadi M, Akbari M, Dadgoo M, Talebian S, Pahnabi G. The effect of lumbar muscle fatigue on postural control in Athlete and non-Athlete Subjects. *Journal of Modern Rehabilitation*. 2015;9(2):8-15 [In Persian].