Studies of Body Posture and Sports Injuries

The effect of Electromyographic Activity of selected shoulder muscles 2 Km in national women of Kayak rowing: Cross-sectional study

Farideh Babakhani [1*], Ramin Baluchi [2], Raheleh Mohammad Mirzaei[3]

1. Associate Professor of Sports Injury and Corrective Exercises Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran.

2. Associate Professor of Sports Injury and Corrective Exercises Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran.

3. Master of Sports Injury and Corrective Exercises Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran.

Abstract

Purpose: Kayak Riders involves repetitive stress movements, and most of the injuries are overuse. Therefore, the aim of this study was to determine the electromyographic activity and the amount of fatigue of selected shoulder muscles during 2 km rowing.

Methods: This is quasi-experimental study and the sampling method is purposeful. The statistical sample was eight female national rower who were selected according to the criteria for entering and leaving the research. For test, the 2-kilometer Kayak ergometer was used. Initially, the MVIC test was used to normalize the results. Then, recording the level of muscle activity was done by Surface Electromyography (16 Channel, manufactured by Bayamed Iran). For data analysis, ANOVA with repeated measure design with a significant level of 0.05 and SPSS software version 22 was used.

Results: The results showed that the distance of rowing 2 km had a significant effect on the electromyographic activity of Anterior Deltoid($P \leq 0.025$), Biceps Brachii($P \leq 0.001$), Triceps Brachii($P \leq 0.041$) and Pectoralis major ($P \leq 0.001$). There was a significant effect on the fatigue rate of Anterior Deltoid($P \leq 0.001$), Biceps Brachii($P \leq 0.001$), Triceps Brachii($P \leq 0.049$) and Pectoralis major ($P \leq 0.001$).

Conclusion: The results of this study show that 2 km rowing has a risk factor for injury in the shoulder girdle structure. The obtained results can be used to design a suitable program to prevent injury and improve of the kayak.

Keywords: Kayak, Ergometer, Electromyography, shoulder muscles.

*Corresponding Author; E-mail: Farideh.babakhani@atu.ac

DOI: 10.48308/jposture.1.1.36

Submit date : 2022/6/7 Accept date : 2022/10/2

Copyright: © 2023 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

بررسی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب کمربند شانه طی ۲ کیلومتر پاروزدن در زنان ملی قایقرانی کایاک: مطالعهٔ مقطعی

فریده باباخانی[۱]، رامین بلوچی[۲]، راحله محمدمیرزایی[۳]

۱. دانشیار، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی. تهران، ایران

۲. دانشیار، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی. تهران، ایران

۳. کارشناسی ارشد حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی. تهران، ایران

چکیده

زمینه و هدف: رشتهٔ قایقرانی کایاک شامل حرکات تکراری استرس‌زاست و اکثر آسیب‌های این رشته آسیب‌های مربوط به استفادهٔ بیش از حد است. بنابراین هدف این مطالعه بررسی میزان فعالیت الکترومایوگرافی و میزان خستگی عضلات منتخب کمربند شانه در طی ۲ کیلومتر پاروزدن است. روش بررسی: این تحقیق از نوع نیمه‌تجربی و روش نمونه‌گیری از نوع هدفمند است. نمونهٔ آماری آن ۸ نفر از قایقرانان زن تیم ملی بودند که با توجه به معیارهای ورود و خروج تحقیق انتخاب شدند. برای تست ۲ کیلومتر، از ارگومتر مخصوص رشتهٔ کایاک استفاده شد. در ابتدا برای نرمالیزه‌کردن نتایج از تست MVIC استفاده شد. به‌منظور ثبت سطح فعالیت عضلات دستگاه الکترومایوگرافی سطحی (۱۶ کاناله، ساخت شرکت Bayamed ایران) به‌کار گرفته شد. برای تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس با طرح اندازه‌گیری مکرر با سطح معناداری ۰/۰۵ و به‌وسیلهٔ نرم‌افزار Spss نسخهٔ ۲۲ استفاده شد. یافته‌ها: نتایج نشان داد که مسافت ۲ کیلومتر پاروزدن بر میزان فعالیت الکترومایوگرافی دلتوئید قدامی (P≤۰/۰۲۵)، عضلهٔ دوسربازویی (P≤۰/۰۰۱)، عضلهٔ سه‌سربازویی (P≤۰/۰۴۱) و سینه‌ای بزرگ (P≤۰/۰۰۱) تأثیر معناداری داشته است. علاوه‌براین مسافت بر خستگی عضلهٔ دلتوئید قدامی (P≤۰/۰۰۱)، عضلهٔ دوسربازویی (P≤۰/۰۰۱)، عضلهٔ سه‌سربازویی (P≤۰/۰۴۹) و سینه‌ای بزرگ (P≤۰/۰۰۱) تأثیر معناداری داشته است. نتیجه گیری: نتایج تحقیق نشان می‌دهد که ۲ کیلومتر پاروزدن می‌تواند به‌عنوان ریسک‌فاکتور موجب آسیب در ساختار کمربند شانهٔ قایقرانان کایاک شود. از نتایج به‌دست‌آمده می‌توان برای طراحی برنامه‌ای مناسب به‌منظور پیشگیری از آسیب در رشتهٔ کایاک استفاده کرد.

واژگان کلیدی: کایاک، ارگومتر، الکترومایوگرافی، عضلات کمربند شانه.

مقدمه

کایاک قایق باریکی است که هدایت آن به‌وسیلهٔ سکان انجام می‌گیرد و قایقران در آن می‌نشیند و با حرکات دست و کمر پارو می‌زند، پاروی کایاک از هر دو طرف کفه دارد. پاروها تحت هیچ شرایطی بر روی قایق متصل نمی‌شوند (۱). با توسعه رشتهٔ کایاک، توجه زیادی به الگوهای آسیب‌دیدگی در این ورزش جلب شده است. اکثر آسیب‌های کایاک آسیب‌های مربوط به استفادهٔ بیش از حد است که به دلیل تغییر ناگهانی در حجم تمرین، تغییر در تکنیک، یا نوع راندن قایق رخ می‌دهد. برای درک بهتر ارزیابی و درمان آسیب‌های کایاک، درک کامل از این رشته ضروری است (۲). 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. همچنین این حرکات تکراری عدم تعادل عضلانی را موجب می‌شود. بیشتر آسیب‌دیدگی‌هایی که بر اثر پاروزنی به‌وجود می‌آیند مربوط به نواحی شانه، بازوها و ستون فقرات هستند (۳). در تحقیقی مشخص شد که شایع‌ترین آسیب‌ها در رشتهٔ کایاک در نواحی مچ دست و شانه رخ داده و این آسیب‌ها ناشی از استفادهٔ بیش از حد و نتیجهٔ نیروهای مکرر و ناگهانی هستند که این نواحی متحمل می‌شوند،

آدرس نویسنده مسئول: فریده باباخانی؛ گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی تهران، ایران.
تلفن: ۰۰۹۸۹۱۸۸۳۱۸۴۹۷
آدرس الکترونیکی: Farideh.babakhani@atu.ac

درحالی‌که اکستنشن شانه در هر ضربه پارو اغلب با روش‌های غلط این آسیب‌ها را تشدید می‌کند (۴).

الکترومیوگرافی (EMG) می‌تواند محل، سفتی، ارزیابی راه‌رفتن و خستگی، فراهم آوردن بیوفیدبک به بیمار یا دیگر بررسی‌های واحد حرکتی را اندازه‌گیری کند (۵). الکترومیوگرافی به‌طور گسترده‌ای برای اندازه‌گیری خستگی عضلانی با استفاده از تغییر فرکانس پایین در طول انقباض بیشینه پایدار و استفاده از شیب متوسط به‌عنوان شاخص خستگی استفاده می‌شود (۶). هنگامی که ورزشکار به سطحی فراتر از حد فیزیولوژیک خود قدم می‌گذارد، با خطر خستگی روبه‌رو می‌شود. خستگی یکی از فرایندهای عضلانی است که در نتیجه آن، عملکرد سیستمهای متابولیکی و عصبی- عضلانی برای استمرار فعالیت کاهش می‌یابد و فرد دیگر نمی‌تواند فعالیت خود را برای مدت طولانی ادامه دهد (۷)، این پدیده، حالت ناخوشایندی است که می‌تواند در فعالیت‌های بیشینه و زیر بیشینه رخ دهد. همراه با بروز خستگی دقت در عملکرد افراد تحت تأثیر قرار می‌گیرد (۸)، که با کاهش کارایی جسمی و ذهنی ورزشکار همراه است (۹). به همین لحاظ، کنترل و به تعویق انداختن خستگی، ضرورتی اجتناب‌ناپذیر است که باید مورد توجه قرار گیرد. خستگی عضلات پیرامون یک مفصل (خستگی موضعی) می‌تواند باعث تغییر الگوی حرکت، تغییر در هم‌انقباضی عضلات آن مفصل، تغییر در حس وضعیت مفصل و در نتیجه افزایش خطر آسیب‌دیدگی شود (۱۰، ۱۱).

اختلال در عملکرد مکانیکی شانه به‌عنوان مهم‌ترین عامل درد شانه در پاروزنان است. ازآنجاکه آسیب جزء لاینفک ورزش و مسابقات ورزشی است، برای موفقیت در مسابقات قهرمانی، تمرینات شدیدتر، منظم‌تر و هدفمندتر می‌شود که این تغییرات خودبه‌خود ورزشکاران را در معرض آسیب قرار می‌دهد (۴). در بیشتر ورزش‌ها خستگی و فشار زیاد باعث آسیب می‌شود و در بسیاری از ورزش‌ها کمربند شانه‌ای تحت فشار است و ورزشکاران از درد کمربند شانه رنج می‌برند و چه‌بسا رقابت‌ها و مسابقات مهم را از دست بدهند. قایقرانان رشتهٔ کایاک از این قاعده مستثنا نیستند و با توجه به تمرینات پرفشار دچار آسیب می‌شوند. به دلیل اینکه قایقرانی ورزشی است که در سال‌های اخیر رشد چشمگیری در کشور ما داشته و توسعهٔ فراوانی یافته است و افراد روزبه‌روز به این رشته علاقه‌مندتر می‌شوند و همچنین این ورزش سنگین و دارای حرکات تکراری است، قایقرانان ۳۰ تا ۴۰ کیلومتر در روز پارو می‌زنند، تمرینات سنگین بدنسازی انجام می‌دهند و بسیاری از آن‌ها از درد کمربند شانه رنج می‌برند، لذا این تحقیق قصد دارد بررسی کند آیا ۲ کیلومتر پاروزدن تأثیری بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب کمربند شانه دارد یا خیر؟

روش شناسی

این تحقیق از لحاظ زمانی یک تحقیق مقطعی، و به روش نیمه‌تجربی بود. شرکت‌کنندگان از طریق فدراسیون قایقرانی و اسکی روی آب به مطالعه فراخوانده شدند و طبق زمان‌بندی تعیین‌شده در محل کمپ تمرینی تیم ملی قایقرانی واقع در مجموعهٔ ورزشی آزادی تهران حضور پیدا کردند. همچنین بعد از انتخاب آزمودنی‌ها، فرم رضایت‌نامهٔ کتبی شرکت در تحقیق در اختیار افراد قرار داده شد و توضیحات کامل دربارهٔ هدف تحقیق و روند اجرایی آن برای آزمودنی‌ها داده شد و در نهایت آزمودنی‌هایی که مایل به اجرای تحقیق بودند، با تکمیل مشخصات و امضای فرم رضایت‌نامهٔ کتبی، وارد تحقیق حاضر شدند. جامعه و نمونهٔ آماری ۸ نفر از ورزشکاران زن تیم ملی قایقرانی کایاک، که با توجه به معیارهای ورود (دامنهٔ سنی ۲۱-۱۹ سال، ورزشکار حرفه‌ای بودن، داشتن حداقل سه سال سابقهٔ پاروزنی) و معیارهای خروج (سابقهٔ جراحی یا آسیب اسکلتی- عضلانی در شش ماه گذشته، داشتن هرگونه درد یا احساس ناراحتی در اندام فوقانی به‌خصوص کمربند شانه‌ای) پس از اطمینان از رعایت اخلاق در پژوهش، انتخاب شدند.

به تمام آزمودنی‌ها مراحل و روش اجرای کار توضیح داده شد. آزمودنی‌ها با پوشیدن لباس مناسب، به مدت ۲۰ دقیقه گرم کردند، این عمل برای جلوگیری از آسیب‌دیدگی انجام گرفت. پس از الکترودگذاری فرد آزمودنی بر روی ارگومتر قرار گرفت و تست ۲ کیلومتر را انجام داد. انتخاب این مسافت به این دلیل است که بیشتر مسابقات مهم این رشته در مسافت ثابت ۲ کیلومتر انجام می‌گیرد و عضلات در این مسافت دچار خستگی می‌شوند. درجه‌بندی مقاومت ارگومتر از ۱ تا ۱۰ است، این درجه‌بندی مربوط به ورودی هوا به توربین ارگومتر است، که ۱ سبک‌ترین و ۱۰ سنگین‌ترین حالت ارگومتر است، یعنی زمانی که درجهٔ ارگومتر روی ۱ است، دریچهٔ کمتری باز است و هوای ورودی به توربین کم است و هرچه درجه

به ۱۰ نزدیک‌تر باشد هوای ورودی بیشتر و کار با ارگومتر سخت‌تر است. در این تست درجهٔ مقاومت ارگومتر روی ۵ قرار داده می‌شود، که برای آزمودنی‌ها نه خیلی سبک و نه خیلی سنگین باشد. ثبت سیگنال‌ها در مسافت‌های ۰، ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ متر انجام شد. به‌طور کلی ۵ مرحله سیگنال ثبت شد: ۱) در۱۰ ثانیهٔ ابتدایی در مسافت‌های ۰، ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ متر و ۲) در۱۰ ثانیهٔ انتهایی در مسافت های ۵۰۰ متر، ۱۰۰۰ متر، ۱۵۰۰ متر و ۲۰۰۰ متر ، هدف از ثبت سیگنال‌ها در طول مسیر بررسی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات و ثبت زمان خستگی هر عضله است.

به‌منظور ثبت فعالیت عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی (۱۶ کاناله، ساخت شرکت Bayamed ایران) استفاده شد. ثبت سیگنال الکترومایوگرافی از الکترودهای سطحی یکبار مصرف (مدل F-RG ساخت شرکت Skintac کشور آلمان) استفاده شد. برای فعالیت الکتریکی عضلات، پس از آماده‌سازی پوست، مطابق پروتکل اروپایی SENIAM نصب شد (فاصلهٔ مرکز تا مرکز الکترودها ۲ سانتی‌متر بود و الکترود زمین به استخوان درشت‌نی نصب شد). الکترودهای سطحی EMG بر روی عضلات پکتورالیس ماژور (فاصلهٔ میانی بین زائدهٔ غرابی و مفصل جناغی ترقوه‌ای، ۲ سانتی‌متر پایین‌تر از ترقوه)، بای‌سپس (در دوسوم پایینی خط فرضی بین زائدهٔ آکرومیون و فرورفتگی آرنجی)، عضلهٔ دلتوئید قدامی (به اندازهٔ عرض یک انگشت از زائدهٔ آکرومیون به سمت جلو و پایین)، تری‌سپس (وسط خط بین زائده آکرومیون و زائده آرنجی و به اندازهٔ دو انگشت به بالا. هنگام تجزیه و تحلیل اطلاعات خام به‌دست‌آمده از الکترودهای سطحی، یک فیلتر میان‌گذر ۲۰ تا ۴۵۰ هرتز به‌کار برده شد (۱۲).

در این مطالعه، برای ثبت حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) عضلهٔ سینه‌ای بزرگ، در این وضعیت به پشت دراز کشیده و با اعمال نیرو بر آن یک مقاومت ایستا انجام داد. یک راه دیگر قرار گرفتن در وضعیت شنای روی زمین است. هر دو وضعیت باید در زاویهٔ ۹۰ درجه از مفصل آرنج انجام شود. برای عضلهٔ بای‌سپس باید آرنج و تنه ثابت باشند، این کار را می‌توان به بهترین نحو در حالت نشسته یا ایستاده بر روی زانوها در جلو نیمکت انجام داد. آزمودنی، یک وضعیت نشسته را انتخاب نموده و پشت خود را کاملاً صاف کرده و بازوها را در زاویهٔ ۹۰ درجه ثابت نگه دارد. انقباض دوطرفه، توزیع نیرو به‌صورت متعادل برای تنه را تضمین می‌کند. حرکت ابداکشن برای عضلهٔ دلتوئید است. عضلهٔ سه‌سربازویی، آرنج و تنه باید ثابت باشند. این کار را می‌توان به بهترین نحو در حالت نشسته یا ایستاده بر روی زانوها در جلوی نیمکت انجام داد (۱۳). سپس میزان فعالیت میوالکتریکی خام عضلات با شیوهٔ ریشهٔ میانگین مجذور (RMS) محاسبه شد. با تقسیم RMS به‌دست‌آمده برای هر عضله بر مقدار MVIC، مقدار فعالیت هر عضله به درصد مشخص شد. در کلِ تحلیل سیگنال‌ها از نرم‌افزار IN LabView 2014 استفاده شد.

برای درک شدت میزان خستگی مقیاس اصلاح‌شدهٔ بورگ به‌کار رفت. بورگ پرسشنامه‌ای است که در انتهای ۲ کیلومتر پاروزدن به آزمون‌شونده‌ها داده شد تا آن را پر کنند. فشار اعمال‌شده به‌صورت مستمر از ۶ بدون فشار امتداد داشته و با حداکثر فشار که با رتبهٔ عددی۲۰ برابر است، پایان می‌یابد. این مقیاس روشی ساده و راحت برای کنترل شدت فعالیت است که بر پایهٔ درک میزان فشار و خستگی آزمودنی طی فعالیت استوار است.

به‌منظور مقایسهٔ میزان فعالیت عضلات مورد مطالعه پیش و پس از خستگی از آزمون تحلیل واریانس با طرح اندازه‌گیری مکرر در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. در صورت وجود تفاوت معنادار از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. تمام تجزیه و تحلیل‌های آماری نتایج به‌دست‌آمده با نرم افزار SPSS نسخهٔ ۲۲ تجزیه و تحلیل شد.

یافته‌ها

نتایج توصیفی میانگین و انحراف معیار سن، قد و BMI آزمودنی‌ها در گروه‌ها در جدول (۱) نشان داده است. آزمودنی‌های تحقیق حاضر را ۸ قایقران زن در رشتهٔ کایاک تیم ملی تشکیل دادند.

جدول ۱. ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها (M±SD)

گروه	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	شاخص تودهٔ بدنی (کیلوگرم بر متر^2)
قایقران کایاک	۱۹/۳±۱/۲۵	۱۶۸/۵ ± ۳/۵۳	۶۱/۵ ± ۴/۲۷	۱۹/۷۲ ± ۰/۶۳

جدول ۲. نتیجهٔ آزمون تحلیل واریانس با طرح اندازه‌گیری مکرر در بررسی میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب

متغیر		Mean ± SD	F	P
عضلهٔ دلتوئید قدامی	۰ متر	۰/۰۲۸ ± ۰/۰۰۲	۷/۳۲	۰/۰۲۵*
	۵۰۰ متر	۰/۰۶۴ ± ۰/۰۰۱		
	۱۰۰۰ متر	۰/۰۶۸ ± ۰/۰۰۷		
	۱۵۰۰ متر	۰/۰۹۷ ± ۰/۰۰۱		
	۲۰۰۰ متر	۰/۰۲۵ ± ۰/۰۱۲		
عضلهٔ دوسربازویی	۰ متر	۰/۰۱۲ ± ۰/۰۰۲	۲۷/۰۸	۰/۰۰۱*
	۵۰۰ متر	۰/۰۱۸ ± ۰/۰۰۱		
	۱۰۰۰ متر	۰/۰۲۱ ± ۰/۰۰۴		
	۱۵۰۰ متر	۰/۰۲۷ ± ۰/۰۱۹		
	۲۰۰۰ متر	۰/۰۳۲ ± ۰/۰۱۲		
عضلهٔ سه‌سربازویی	۰ متر	۰/۰۲۵ ± ۰/۰۱۶	۲۶/۰۴	۰/۰۴۱*
	۵۰۰ متر	۰/۰۲۷ ± ۰/۰۱۲		
	۱۰۰۰ متر	۰/۰۴۸ ± ۰/۰۰۱		
	۱۵۰۰ متر	۰/۰۳۳ ± ۰/۰۰۲		
	۲۰۰۰ متر	۰/۰۴۷ ± ۰/۰۰۴		
عضلهٔ سینه‌ای بزرگ	۰ متر	۰/۰۱۳ ± ۰/۰۰۸	۲۳/۲۵	۰/۰۰۱*
	۵۰۰ متر	۰/۰۳۸ ± ۰/۰۱۶		
	۱۰۰۰ متر	۰/۰۴۷ ± ۰/۰۳۱		
	۱۵۰۰ متر	۰/۰۵۴ ± ۰/۰۱۷		
	۲۰۰۰ متر	۰/۰۶۳ ± ۰/۰۱۸		

نتایج جدول ۲ از آزمون آنالیز واریانس در اندازه‌گیری‌های مکرر نشان داد که مسافت بر فعالیت عضلانی سینه‌ای بزرگ، دوسربازویی، دلتوئید قدامی و عضله سه سربازویی تأثیر معناداری داشته است (P≤۰/۰۵). نتایج آزمون بونفرونی تفاوت معنی‌دار فعالیت عضلانی سینه‌ای بزرگ بین صفر، ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ متر را نشان داد. (P≤۰/۰۵). همچنین بین ۵۰۰ متر و ۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ متر تفاوت معنی‌دار بود. به‌علاوه بین ۱۵۰۰ متر و ۲۰۰۰ متر نیز تفاوت معنی‌داری وجود داشت. در عضلهٔ دوسربازویی بین صفر، ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ متر را نشان داد (P≤۰/۰۵). در عضلهٔ دلتوئید قدامی بین صفر، ۱۰۰۰ و۱۵۰۰ متر را نشان داد (P≤۰/۰۵). در عضلهٔ سه‌سربازویی بین هیچ‌یک از مسافت‌ها تفاوت معناداری مشاهده نشده است (P≥۰/۰۵).

نتایج جدول ۳ نشان داد که مسافت بر روی خستگی عضلهٔ سینه‌ای بزرگ، عضلهٔ دوسربازویی، دلتوئید قدامی و عضلهٔ سه‌سربازویی تأثیر معناداری داشته است (P≤۰/۰۵).

نتایج آزمون بونفرونی تفاوت معنی‌دار خستگی عضلهٔ سینه‌ای بزرگ بین صفر، ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ متر را نشان داد (P≤۰/۰۵)، همچنین بین ۱۵۰۰،۵۰۰ و ۲۰۰۰ متر تفاوت معنی‌دار بود. به‌علاوه بین ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ متر و بین ۱۵۰۰، ۲۰۰۰ تفاوت معنی‌داری وجود داشت.

در عضلهٔ سه‌سربازویی بین صفر، ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ متر را نشان داد (P≤۰/۰۵)، همچنین بین ۵۰۰ متر و ۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ متر تفاوت معنی‌دار بود. به‌علاوه بین ۱۵۰۰ متر و ۲۰۰۰ متر نیز تفاوت معنی‌داری در خستگی عضلهٔ سه‌سربازویی وجود داشت. در عضلهٔ دلتوئید قدامی بین صفر، ۱۰۰۰ و ۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ متر تفاوت معناداری را نشان داد (P≤۰/۰۵) همچنین بین ۵۰۰ متر،۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ متر تفاوت معنی‌دار بود. به‌علاوه بین ۱۵۰۰ متر و ۲۰۰۰ متر نیز

جدول ۳. نتیجهٔ آزمون تحلیل واریانس با طرح اندازه‌گیری مکرر در بررسی میزان خستگی عضلات منتخب

متغیر		Mean ± SD	F	P
عضلهٔ دلتوئید قدامی	۰ متر	۳۵/۶۶±۸/۶۶	۹/۲۶	۰/۰۰۱*
	۵۰۰ متر	۳۱/۴۲±۸/۷۹		
	۱۰۰۰ متر	۲۹/۰۵±۸/۸۴		
	۱۵۰۰ متر	۲۸/۶۴±۹/۹۲		
	۲۰۰۰ متر	۲۵/۸۲±۱۱/۷۱		
عضلهٔ دوسربازویی	۰ متر	۳۶/۸۳±۶/۳۱	۲۰/۱۵	۰/۰۰۱*
	۵۰۰ متر	۳۱/۶۴±۳/۴۷		
	۱۰۰۰ متر	۳۱/۱۶±۵/۵۰		
	۱۵۰۰ متر	۲۷/۲۲±۳/۴۷		
	۲۰۰۰ متر	۲۵/۶۶۸±۶/۸۷		
عضلهٔ سه‌سربازویی	۰ متر	۳۳/۳۷±۱۳/۶۰	۸۰/۱۱	۰/۰۴۹*
	۵۰۰ متر	۲۹/۹۳±۱۱/۷۷		
	۱۰۰۰ متر	۳۲/۴۱±۱۴/۶۷		
	۱۵۰۰ متر	۲۹/۴۵±۱۱/۸۰		
	۲۰۰۰ متر	۲۸/۳۸±۱۳/۶۱		
عضلهٔ سینه‌ای بزرگ	۰ متر	۲۶/۵۹±۷/۴۲	۶۷	۰/۰۰۱*
	۵۰۰ متر	۲۴/۹۹±۸/۲۱		
	۱۰۰۰ متر	۲۳/۴۷±۸/۲		
	۱۵۰۰ متر	۲۰/۹۸±۷/۴۷		
	۲۰۰۰ متر	۱۷/۴۹±۷/۲۸		

جدول ۴. میانگین مقیاس بورگ (RPE)

تعداد (N)	کمترین میزان	بیشترین میزان	Mean ± SD
۸	۱۵	۱۸	۱۷/۳۷ ±۰/۷۲

تفاوت معنی‌داری وجود داشت. در عضلهٔ سه‌سربازویی بین ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ متر نیز تفاوت معنی‌داری وجود داشت ($P \leq ۰/۰۵$).

در انتهای هر آزمون، آزمودنی‌ها درک خود را از میزان فشار با رتبه‌های ۶ تا ۲۰ آزمون بورگ بیان داشتند. نتیجهٔ میانگین داده‌ها در جدول ۴ نشان‌دهندهٔ خستگی افراد شرکت‌کننده در این پژوهش است.

بحث

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که ۲ کیلومتر پاروزدن بر میزان فعالیت عضلات سینه‌ای بزرگ، دوسربازویی، دلتوئید قدامی و عضلهٔ سه‌سربازویی تأثیر معناداری داشته است و باعث افزایش میزان فعالیت در این عضلات شده است. همچنین ۲ کیلومتر پاروزدن باعث خستگی عضلات پکتورالیس ماژور، عضلهٔ بای‌سپس، دلتوئید قدامی و عضلهٔ تری‌سپس شده است. به‌طور کلی در کایاک فعالیت عضلانی عضلات اندام فوقانی نسبت به فعالیت عضلات اندام تحتانی بسیار بیشتر است. در اندام فوقانی عضلات دلتوئید، سه‌سربازویی و سینه‌ای بزرگ، دوسربازویی، و عضلهٔ پشتی بزرگ نسبت به دیگر عضلات فعالیت بیشتری دارند. همچنین عضلات چرخانندهٔ تنه نیز بسیار فعال‌اند (۱۴). زاکاریا و

همکاران (۲۰۱۴) گزارش کردند که در طول پاروزدن رشتهٔ کایاک عضلات شانه به‌صورت یک الگوی خاصی فعالیت و حرکت می‌کنند. زمانی که شدت پاروزدن افزایش پیدا می‌کند دامنهٔ حرکتی فلکشن شانه، چرخش داخلی و خارجی شانه، فلکشن زانو، پا، ران و تنه نیز افزایش چشمگیری دارد. درحالی‌که آرنج همان الگوی حرکت قبلی خود را انجام می‌دهد (۱۵). فلمینگ و همکاران (۲۰۱۲) نشان داد که فعالیت عضلهٔ دلتوئید قدامی به‌صورت معناداری بر روی ارگومتر افزایش یافت. البته فعالیت عضلهٔ دلتوئید قدامی از صفر تا ۱۵۰۰ افزایش یافته است از ۱۵۰۰ متر تا ۲۰۰۰ کاهش یافته است. که با تحقیق حاضر همسو (مستثنا ۱۵۰۰ تا ۲۰۰۰ متر) بود(۱۶). تروتیک و همکاران (۲۰۰۷) بیان کردند که ارگومتر تا حدودی تنش کمتری نسبت به آب در عضلات کمربند شانه‌ای ایجاد می‌کند (۱۷). در طول پاروزدن شانه از ابداکشن به سمت فوروارد فلکشن حرکت می‌کند که عضلهٔ دلتوئید قدامی به‌صورت کاملاً محسوس کنترل‌کنندهٔ این حرکت است. در طول حرکت خارج از آب شانه به حالت اکستنشن قرار می‌گیرد و بازو چرخش داخلی پیدا می‌کند و آرنج اکستنشن می‌شود. در این مرحله عضو متحمل بار نمی‌شود (۱۸).

همچنین دو دست در طول پاروزدن مراحل کاملاً مخالف یکدیگر را طی می‌کنند. در مرحلهٔ کشش یک دست، دست دیگر در حالت اکستنشن آرنج و فلکشن بازو است. در مرحلهٔ کشش دست باید نیروی پیش‌رونده را تولید کند که هرچه شدت تمرین افزایش یابد، فعالیت عضلانی بای‌سپس افزایش پیدا می‌کند. اما در خارج از آب به دلیل نبودن فشار، فعالیت عضلهٔ تری‌سپس مانند عضلات درگیر در مرحلهٔ کشش افزایش نمی‌یابد (۱۹). فعالیت عضلانی سه‌سربازویی در کایاک نسبت به عضلات درگیر، زیاد نیست. عضلهٔ سه‌سربازویی در بین عضلات منتخب تنها عضله‌ای است که در خارج از آب نقش دارد که با واردکردن پارو در آب به‌تدریج از انقباض این عضله کم می‌شود. در شدت‌های بالا این عضله در کشش و پیش‌راندن قایق به جلو نقش ندارد و فعالیت عضلانی چشمگیری ندارد (۱۶). در طول بخش دوم کشش در آب عضله سه‌سربازویی غیرفعال است. اما درحالی‌که این عضله در نیمهٔ اول کشش فعالیت دارد. زمانی که این عضله غیرفعال می‌شود، فلکشن آرنج افزایش پیدا می‌کند. بنابراین می‌توان گفت فلکشن آرنج به‌صورت فعال توسط انقباض استریک عضلهٔ سه‌سربازویی جلوگیری می‌شود (۱۶). با توجه به این مطلب، علت معناداری در فعالیت عضلانی تری‌سپس و خستگی کمتر آن نسبت به دیگر عضلات را می‌توان دریافت.

در قایقرانی روئینگ بر اساس نتایج تحقیق هانگ و همکاران (۲۰۱۳) عضلهٔ بای‌سپس ۸۰ درصد حداکثر بار کاری و عضلهٔ براکیالیس۶۰ درصد از حداکثر بار کاری را در هنگام پاروزدن دارند (۲۳). نتایج مطالعهٔ حاضر با نتایج مطالعات سو و همکاران (۲۰۰۷) فلمینگ و همکاران (۲۰۱۲) در خصوص دوسربازویی همسو است (۱۶، ۲۳، ۲۴) و با مطالعهٔ سو و همکاران (در خصوص عضلهٔ سه‌سربازویی) مغایر است (۲۳). علت مغایربودن این بخش از مطالعه را می‌توان به تفاوت رشتهٔ روینگ و کایاک اشاره کرد. چراکه رشتهٔ روئینگ دارای پاروی کاملا متفاوت با تکنیک پاروزدن متفاوت است. این موضوع درگیری بیشتر عضلهٔ سه‌سربازویی را نسبت به رشتهٔ کایاک را توجیه می‌کند.

متین و همکاران (۲۰۱۰) به بررسی الگوی فعالیت عضلانی کمربند شانه‌ای زنان در برخی تمرینات انتخابی پرداختند. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که الگوی حرکتی عضلهٔ تراپزیوس وابسته به شکل الگوی حرکت نیست، درحالی‌که پکتورالیس ماژور وابسته به الگوی حرکتی است (۲۰). بر اساس مطالعات انجام‌شده فعالیت عضلهٔ پشتی بزرگ و سینه‌ای بزرگ در زمانی که ورزشکار در مسافت طولانی با سرعت پدال می‌زند افزایش می‌یابد. اما در پایان مسافت نقش فعالیت عضلهٔ سینه‌ای بزرگ پررنگ‌تر می‌شود و نقش لاتیسموس دورسی کمتر می‌شود که با نتایج این پژوهش در عضلهٔ پکتورالیس ماژور همسو بود (۲۱). در ارگومتر قرقره‌ای وجود دارد که مربوط به پاروزدن است در واقع نیروی کشاننده به سمت جلو را ایجاد می‌کند (۱۶). زمانی که تنش افزایش پیدا می‌کند، موقعیت تمام مفاصل به سمت جلو کشیده می‌شود. مطمئناً تغییرات کتف و شانه حالت حفاظتی را به‌وجود می‌آورد (۲۲).

اطلاعات اندکی در مورد ریشه‌های خستگی عضلانی پس از تمرین، مانند رشتهٔ کایاک وجود دارد. بنابراین، قایقرانی یک فرصت منحصربه‌فرد برای ارزیابی اثر عضلات بالاتنه را ارائه می‌دهد (۲۵). با توجه به فعالیت مازاد عضلانی، ثابت شده است که قدرت خروجی افزایش پیدا می‌کند که موجب تغییر در سطح فعالیت

عضلانی در طی پاروزدن (۲۶) و دویدن (۲۷) می‌شود. این نشان می‌دهد که فعالیت جبرانی عضلانی در جلسه‌های تمرینی مختلف در قایقرانان کایاک در سطح بالا ظاهر می‌شود. علاوه‌براین، انتظار می‌رود که قایقرانی در مسابقه، باعث افزایش سطح خستگی عضلانی شود که ممکن است هماهنگی عضلانی را در طی پاروزدن تحت تأثیر قرار دهد.

آسیب‌های وارده در قایقرانی کایاک عمدتاً به استفادهٔ بیش از حد مربوط می‌شود تا دوره‌های حاد. علاوه‌براین، در مقایسه با سایر ورزش‌ها با نسبت‌های تمرینی مشابه، قایقرانی کایاک دارای میزان آسیب نسبتاً بالایی است (۲۸). سو و همکاران (۲۰۰۷) بیان کردند که خستگی در عضلات پشت، همسترینگ، و عضلات (دوسربازویی، سه‌سربازویی، غرابی بازویی) در قایقرانان روینگ به‌صورت قابل ملاحظه‌ای دیده می‌شود (۲۳). با توسعهٔ هرچه بیشتر ورزش قهرمانی و توجه به آثار آن بر سلامتی، موضوع سلامتی ورزشکاران اهمیت بیشتری یافته است. نتایج نشان داد که ۲ کیلومتر پاروزدن بر روی ارگومتر باعث خستگی در عضلات منتخب در آزمون بورگ شده است.

نتیجه‌گیری

بنابراین برای پیشگیری از آسیب در ناحیهٔ کمربند شانه‌ای مربیان باید حین تمرینات تأکید بیشتری بر عضلاتی داشته باشند که زودتر خسته می‌شوند. از یافته‌های این مطالعه می‌توان برای طراحی برنامهٔ بدنسازی به‌منظور پیشگیری از آسیب‌های شانه و بهبود کیفیت قایقرانی کایاک استفاده کرد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از تمام کسانی که ما را در اجرای این تحقیق یاری کردند، به‌ویژه کادر فنی و قایقرانان زن کایاک تیم ملی ایران کمال تشکر را داریم.

منابع

1. Doane CJ. The Modern Cruising Sailboat: A Complete Guide to its Design, Construction, and Outfitting. 2009. Published: Camden, Me. International Marine/McGraw-Hill, 2010c.
2. Toohey LA, Drew MK, Bullock N, Caling B, Fortington LV, Finch CF, Cook JL. Epidemiology of elite sprint kayak injuries: A 3-year prospective study. J Sci Med Sport. 2019; 22(10): 1108-1113.
3. Borges TO, Bullock N, Aitken D, Coutts AJ. Accuracy and Validity of Commercially Available Kayak Ergometers. Int J Sports Physiol Perform. 2017; 12(9): 1267-1270.
4. Bambaechi E, Mahdaviyani K, Nazariyan AB. Incidence of Acute Injuires of Iranian Professional Dragon Boat Female Athletes. J Exercise Sci Medicine. 2013: 2(4): 19-30.
5. Abe D, Hotta N, Fukuoka Y, Ohta Y. Hamasaki. Biomechan-ical analysis of gait and sit-to-stand patterns using a specially made knee supporter in healthy young and elderly individuals. J Physiol Anthropol. 2010: 29(2): 65-70.
6. Hawkes DH, Alizadehkhaiyat O, Kemp GJ, Fisher AC, Roebuck MM, Frostick SP. Electromyographic assessment of muscle fatigue in massive rotator cuff tear. J Electromyogr Kinesiol. 2015: 25(1): 93-9.
7. Bompa T. Theory and Methodology of Training: the key to athletic performance. 2nded. 1990. Dubuque: Kendall/ Hunt publishing Company.
8. Fitts R, Balog EM, The effect of intracellular and extracellular change in excitation contraction coupling and skeletal muscle fatigue, Act physiol. 1996: 156 (3): 164-183.
9. McComas AJ. Skeletal muscle: form and function: Champaign, IL: Human Kinetics; 1996.
10. Walsh NP, Gleeson M, Pyne DB, Nieman DC, Dhabhar FS, Shephard RJ, et al. Position statement part two: main-training immune health. Exerc Immunol Rev. 2011; 17: 64-103.
11. Paillard T. Effects of general and localfatigue on postural control: A review. Neurosci Biobehav Rev. 2012: 36(1): 162-76.
12. Anbarian M, Rabiei M, Binabagi H, Hosseini Nejhad E, JafarNejhad T. Comparison of electromyographic activity of shoulder muscles during two different pull-up test methods. Res Sports Med Tec. 2012: 3(2): 43-51.
13. Konrad P. A practical Introduction to Kinesiological Electromyography. The ABC of EMG. 2005. Noraxon INC. p 235.
14. Li M. The Progress of Biomechanical Researches in Kayaking. Yangtze Medicine. 2017: 1(1): 30-44.
15. Zakaria, P. Whole-body kinematics during paddling on kayak ergometer in elite able-bodied athletes: a first step to develop a classification for para-kayak athletes. Master thesis. Wedish School of Sport and Health Sciences(GIH) 2014.
16. Fleming N, Donne B, Fletcher D. Effect of kayak ergometer elastic tension on upper limb EMG activity and 3D kinematics. J Sports Sci Med. 2012: 11(3): 430-7.
17. Trevithick BA, Ginn KA, Halaki M, Balnave R. Shoulder muscle recruitment patterns during a

kayak stroke performed on a paddling ergometer. J Electromyogr Kinesiol. 2007: 17(1): 74-9.
18. Steeves D, Thornley LJ, Goreham JA, Jordan MJ, Landry SC, Fowles JR. Reliability and Validity of a Novel Trunk-Strength Assessment for High-Performance Sprint Flat-Water Kayakers. Int J Sports Physiol Perform. 2019: 14(4): 486-92.
19. Grimaldi A. Assessing lateral stability of the hip and pelvis. Man Ther. 2011: 16(1): 26-32.
20. Matiin M, Ebrahimi I, Shater-Zadeh M, Salavati M, Kazem-Nezhad A. Muscale Activation Pattern of Shoulder Girdle During Some Routine Physical Therapy Exercises of Upper Limb. jrehab. 2010: 11(2): 49-58.
21. Kolumbet A, Dudorova L, Babina N, Bazulyuk T, Chernovsky S. Modeling of kayak athletes competition activity. Physical education students. 2017: 21(4): 165-70.
22. Ludwig PM, Reynolds JF. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. J Orthop Sports Phys Ther. 2009: 39(2): 90-104.
23. So RC, Michael AT, Wong SC. Application of surface electromyography in assessing muscle recruitment patterns in a six-minute continuous rowing effort. J Strength Cond Res. 2007: 21(3): 724-30.
24. Hong WH, Wang HJ, Chen KR Huang MH. The prediction of fatigue-related muscle adaptation in different workload during cycling rowing exercise. 31 International Conference on Biomechanics in Sports .ISBS. 2013
25. Husmann F, Gube M, Felser S, Weippert M, Mau-Moeller A, Bruhn S, et al. Central Factors Contribute to Knee Extensor Strength Loss after 2000-m Rowing in Elite Male and Female Rowers. Med Sci Sports Exerc. 2017: 49(3): 440–9.
26. Hug F, Dorel S. Electromyographic analysis of pedaling: a review J Electromyogr Kinesiol. 2009: 19(2): 182-98.
27. Slawinski J, Dorel S, Hug F, Couturier A, Fournel V, Morin JB, Hanon C. Elite long sprint running: a comparison between incline and level training sessions. Med Sci Sports Exerc. 2008: 40(6): 1155-62.
28. Hosea TM. Hannafin JA. Rowing injuries. Sports Health. 2012: 4 (3):236-45.