مطالعات طب ورزشی دوره ۱۲، شماره ۲۷، بهار و تابستان ۱۳۹۹. صص ۱۵۲-۱۳۷

مقالهٔ پژوهشی

تأثیر یک وهله خستگی عمومی در میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی قایق‌رانان نخبه (از منظر احتمال بروز آسیب)

اعظم دانشور[۱]، حیدر صادقی[۲و۳]، محمد یوسفی[۴]، زهره برهانی کاخکی[۵]

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه آزاد تهران مرکزی، تهران، ایران.

۲. استاد گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران (نویسنده مسئول)

۳. استاد گروه بیومکانیک ورزشی، پژوهشکدهٔ علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۴. استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکدهٔ علوم ورزشی دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

۵. استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران.

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۹/۳۰ تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۱/۲۱

چکیده

هدف پژوهش حاضر بررسی تأثیر یک وهله خستگی عمومی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی قایق‌رانان نخبه بود. ۱۴ قایقران مرد تیم ملی در این پژوهش نیمه‌آزمایشگاهی شرکت کردند. برای اعمال خستگی عمومی تا حد واماندگی از تمرین قایق‌رانی روی دستگاه ارگومتر پاروزنی استفاده شد. داده‌های کینماتیکی با استفاده از دستگاه واحدهای اندازه‌گیری اینرسی در ۱۵ دوره پاروزنی متوالی ابتدایی و انتهایی پروتکل خستگی اندازه‌گیری شدند. نتایج نشان داد یک وهله خستگی عمومی باعث تغییر در میزان هماهنگی بین مفاصل شانه-تنه در صفحهٔ هوریزنتال و بین مفاصل آرنج-شانه در صفحهٔ ساجیتال و همچنین تغییرپذیری بین مفاصل شانه-تنه در صفحهٔ هوریزنتال، آرنج-شانه در صفحهٔ ساجیتال و آرنج-تنه در صفحهٔ ساجیتال می‌شود. یافته‌های پژوهش، بر ضرورت توجه به طراحی برنامه‌های تمرینی مناسب برای قایق‌رانان با رویکرد کاهش تبعات سوءخستگی اندام فوقانی بر عملکرد بهینه و بروز آسیب تأکید می‌کند.

واژگان کلیدی: قایق‌رانی، خستگی، هماهنگی، تغییرپذیری، اندام فوقانی.

1. Email: azam_daneshvar@yahoo.com
2. Email: sadeghih@yahoo.com
3. Email: mohammadyousefi2008@gmail.com
4. Email: borhani.sport@yahoo.com

مقدمه

با رشد سریع و روزافزون علاقه به رشتهٔ قایق‌رانی، آسیب‌دیدگی در این ورزش توجه زیادی به خود جلب کرده است. قایق‌رانی فعالیتی است با حرکات تکراری زیاد (تقریباً ۷۰ تکرار در هر دقیقه) که با افزایش حجم و شدت تمرینات خطر بروز آسیب‌دیدگی در آن افزایش می‌یابد (۱). حین اجرای حرکت پاروزنی، ستون فقرات به‌صورت تکیه‌گاه عمل می‌کند و نیرویی را که در پاها ایجاد شده است به اندام فوقانی و درنهایت به پارو منتقل می‌کند (۲). هنگامی که مفاصل ران و زانوی هر دو پا در وضعیت تقریباً بازشدهٔ کامل قرار بگیرند، بازوها حرکت پاروزنی را شروع می‌کنند. در این زمان، بازوها در وضعیت خمیده از مفصل آرنج قرار دارند و پارو را به سمت بدن و دقیقاً به سمت زیر استخوان جناغ می‌کشند. این وضعیتِ باز شدن کامل مفصل شانه همراه با مفاصل آرنج خم‌شده نشان‌دهندهٔ انتقال به بخش دیگری از حرکت است. در انتهای حرکت پاروزنی نیز ورزشکار حرکت باز کردن مفاصل آرنج و خم کردن مفاصل شانه را انجام می‌دهد (۳). باید توجه داشت که بیشتر آسیب‌دیدگی‌ها در هنگام پاروزنی به نواحی شانه، بازوها و ستون فقرات مربوط‌اند (۴). تقریباً ۷۲ درصد از تمام آسیب‌های مربوط به قایق‌رانی را آسیب‌های مزمن تشکیل می‌دهند که در اثر استفادهٔ بیش‌ازحد از اندام‌ها به‌وجود می‌آیند (۳). اگر قایق‌رانی سرعت پاروزنی خود را روی ۳۰-۲۸ ضربه در دقیقه[1] تنظیم کند، به‌طور متوسط حدود ۲۲۶ حرکت پاروزنی در کل زمان مسابقه انجام می‌دهد (۵).

با توجه به شیوع آسیب‌ها در قایق‌رانی، شناسایی عوامل اثرگذار بر بروز آسیب در این رشتهٔ ورزشی ضروری به نظر می‌رسد. در این راستا، خستگی یکی از عوامل مهم اثرگذار بر خطر بروز آسیب حین تمرین یا مسابقه محسوب می‌شود. خستگی در اثر چندین سازوکار فیزیولوژیکی به‌وجود می‌آید که در دو سطح مرکزی و موضعی رخ می‌دهند. به‌طورکلی، خستگی کاهش در ظرفیت تولید حداکثر نیرو، بدون توجه به نیروی لازم در وضعیت موجود تعریف می‌شود (۶). هنگام شرکت در فعالیت‌های ورزشی، ورزشکاران همواره خستگی را تجربه می‌کنند که این مسئله می‌تواند موجب کاهش پایداری مفصل و افزایش خطر بروز آسیب شود. پژوهش‌ها نشان داده‌اند بسیاری از آسیب‌ها در انتهای زمان تمرین یا مسابقه (عمدتاً هنگام ایجاد خستگی) اتفاق می‌افتد (۷).

از طرف دیگر، ترتیب و زمان‌بندی مناسب حرکات مفاصل درگیر و هماهنگی بین مفاصل برای انجام مناسب و بدون آسیب کارهای روزمره لازم و ضروری است (۸). این در حالی است که هرچه حرکتی پیچیده‌تر یا سخت‌تر شود، هماهنگی بین مفاصل یا ریتم حرکتی نیز پیچیده‌تر می‌شود و از طرف

1. Stroke Per Minute (spm)

دیگر، اهمیت این هماهنگی نیز آشکارتر می‌شود (۹). اخیراً از روش‌های متعددی برای بررسی هماهنگی حرکت استفاده شده‌اند (۱۰). یکی از این موارد بررسی هماهنگی بین‌مفصلی با استفاده از فاز نسبی پیوسته است و شامل اطلاعات موقعیت و سرعت دو مفصل نزدیک به یکدیگر در یک فاز و ترکیب آن‌ها با یکدیگر است (۸). امروزه در پژوهش‌های بیومکانیکی از این متغیر برای شناسایی عوامل خطرزای آسیب (۱۱)، هماهنگی حرکات مفاصل و اندام‌ها (۱۱) و بررسی تکنیک حرکات ورزشی در سطوح مختلف مهارتی (۱۲) استفاده می‌شود. از طرف دیگر، تغییرپذیری در ویژگی‌های بیومکانیکی نیز یکی از روش‌های بررسی کنترل حرکات بدن انسان است (۱۳). تغییرپذیری در اجرای تکنیک‌ها می‌تواند موجب ابتلا به آسیب پرکاری شود؛ زیرا ورزشکار نمی‌تواند توزیع نیرو را به کل مفصل اعمال کند و استفاده از مسیر تکراری برای انتقال نیرو موجب ابتلا به آسیب‌های پرکاری می‌شود (۱۴).

برخی از مطالعات نشان داده‌اند خستگی باعث ایجاد استراتژی‌های جبرانی و تغییر در کینماتیک مفصل شانه می‌شود (۱۵,۱۶). فولر[1] و همکاران نیز اثرات خستگی را بر هماهنگی و تغییرپذیری مفصل شانه بررسی کردند و افزایش تغییرات زاویه‌ای و تغییرپذیری هماهنگی مفصل شانه را حین ایجاد خستگی گزارش دادند (۱۸). در پژوهشی دیگر، کولی[2] و همکاران نشان دادند خستگی عضلات دیستال اندام فوقانی باعث افزایش تغییرات زاویه‌ای مفصل شانه و آرنج می‌شود، ولی الگوی هماهنگی مفاصل را تغییر نمی‌دهد (۱۹). هافنوس[3] و همکاران (۲۰۰۶) نشان دادند بروز خستگی در مفاصل پروگزیمال به ایجاد استراتژی جبرانی مرتبط با سیستم عصبی منجر می‌شود و الگوی هماهنگی بین مفصلی را تغییر می‌دهد (۲۰). یانگ[4] و همکاران (۲۰۱۹) نیز مشاهده کردند خستگی موضعی عضلات ناحیهٔ شانه یا آرنج باعث ایجاد تغییرات زاویه‌ای در مفاصل آرنج، تنه و شانه می‌شود و خستگی عضلات تنه نیز افزایش ابداکش شانه و فلکشن آرنج و تغییرپذیری هماهنگی مفصل تنه-شانه را به همراه دارد (۲۱). باید دقت داشت که در این پژوهش‌ها برای ایجاد خستگی در آزمودنی‌ها از روش‌های مختلفی چون انقباضات ایزوکنیتیک، حرکات تکراری و فعالیت‌های عملکردی استفاده شده است (۲۴-۱۴,۲۱). به‌هرحال، اثر استفاده از پروتکل‌های مشابه با فعالیت حین مسابقه در ورزش‌های حرفه‌ای مانند قایق‌رانی چندان بررسی نشده است. در همین زمینه، مارکولین[5] و همکاران (۲۰۱۵) به بررسی

1. Fuller
2. Cowley
3. Huffenus
4. Yang
5. Marcolin

اثرات چهار دقیقه قایق‌رانی با افزایش شدت روی آب و دستگاه ارگومتر پرداختند و نشان دادند در پی ایجاد این نوع خستگی تغییرات کینماتیکی مانند افزایش حداکثر فلکشن مفصل آرنج و کاهش حداکثر فلکشن مفصل زانو رخ می‌دهد (۲۶). پولاک[1] و همکاران (۲۰۱۲) نیز نشان دادند الگوی هماهنگی بین نواحی بازوها، تنه و پاها در طول آزمون پاروزنی ۲۰۰۰ متر در زنان قایق‌ران نخبه تغییر می‌کند (۲). به‌هرحال، این دسته از مطالعات نیز میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل مختلف بدن و همچنین تأثیر خستگی حاصل از پاروزنی را بررسی نکرده‌اند. با توجه به موارد ذکرشده و اهمیت شناسایی تأثیر خستگی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل بالاتنه، هدف از انجام پژوهش حاضر بررسی تأثیر یک وهله خستگی عمومی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی (شانه-تنه، آرنج-شانه و آرنج-تنه) در قایق‌رانان نخبه بود.

روش پژوهش

آزمودنی‌ها: حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور در توان آماری ۰/۸ و اندازهٔ اثر ۰/۸ و همچنین سطح معناداری ۰/۰۵ برابر با ۱۲ نفر محاسبه شد (۲۶). به‌منظور جلوگیری از اثر منفی ریزش آزمودنی‌ها و افزایش توان آماری، ۱۴ نفر از مردان بزرگ‌سال حاضر در اردوی تیم ملی قایقرانی (با میانگین و انحراف استاندارد سن: ۱/۸±۲۰/۵ سال، قد: ۰/۰۷±۱/۸۵ متر، جرم: ۶/۵±۸۵/۷۰ کیلوگرم) در این پژوهش شرکت کردند. معیارهای ورود شامل ورزشکارانی بود که بر اساس رکوردگیری مربیان تیم‌های ملی بهترین رکورد را در سال ۱۳۹۸ کسب کرده بودند و اسامی‌شان توسط فدراسیون قایق-رانی اعلام شده بود و نیز در اردوی آمادگی تیم‌های ملی به سر می‌بردند. این افراد به‌طور متوسط ۱۰ جلسه در هفته (در دو نوبت صبح و بعدازظهر) و هر جلسه دست‌کم ۹۰ دقیقه به‌طور منظم زیر نظر مربیان تیم ملی تمرین می‌کردند. به‌منظور رعایت اصول اخلاقی در آزمون‌ها، طرح پژوهش حاضر در دانشکدهٔ پزشکی دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی تهران بررسی و با شناسهٔ اخلاق IR.IAU.TMU.REC.1399.230 مصوب شد.

نحوهٔ اجرای آزمون: پیش از شروع آزمون، فرآیند پژوهش برای آزمودنی‌ها توضیح داده شد. همچنین از تمامی ورزشکاران فرم رضایت آگاهانه دریافت شد وآزمودنی‌ها پرسش‌نامه‌ای شامل مشخصات فردی (جنسیت، سن، قد و وزن) را تکمیل کردند. برای ثبت داده‌های کینماتیکی (در سه صفحهٔ ساجیتال،

1. Pollock

فرونتال و هوریزنتال) از سیستم ۳سه‌بعدی آنالیز مایوموشن[1] ساخت شرکت نورآکسون[2] آمریکا استفاده شد. حسگرها طبق دستورالعمل روی سمت راست و چپ تنه و دست راست آزمودنی‌ها (زائدهٔ خاری مهرهٔ هفتم گردنی، خار خاصره‌ای قدامی فوقانی سمت راست و چپ، ساکروم، زائدهٔ آخرمی سمت راست، برجستگی بزرگ استخوان بازو، برجستگی فوقانی استخوان بازو، زائدهٔ آرنجی و مرکز مچ دست واقع در نقطهٔ میانی زوائد نیزه‌ای دو استخوان زندزیرین و زبرین) قرار گرفت (۲۷,۲۸). نرخ نمونه‌برداری سیستم مایوموشن نیز روی ۲۰۰ هرتز تنظیم شد (۲۹).

برای اجرای پروتکل خستگی از میانگین توان[3] استفاده شد؛ به‌این ترتیب که برای اندازه‌گیری میانگین توان، آزمودنی‌ها روی ارگومتر کانسپت‌تو[4] آزمون ۲۰۰۰ متر را انجام دادند و مانیتور ارگومتر زمان، کالری مصرف‌شده، مسافت، الگوی تمرین در حال اجرا و ضربان قلب ورزشکار، میانگین توان ورزشکار و تعداد ضربهٔ پاروزنی در هر دقیقه را نمایش داد (۳۰). بعد از یک هفته، هر آزمودنی پس از مراجعه، ابتدا به مدت پنج دقیقه و با سرعت دلخواه گرم کردن عمومی روی ارگومتر روئینگ را انجام می‌داد. سپس، پروتکل خستگی انجام می‌شد که شامل سه آزمون دو دقیقه‌ای با بار ثابت در ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ درصد از میانگین توان به‌صورت پیوسته و بدون استراحت بود. سپس، ورزشکاران آزمون را با ریتم ثابت بین ۲۸- ۳۲ ضربهٔ پارو در دقیقه با بار ثابت از میانگین توان خود تا حد واماندگی انجام می‌دادند (۳۱). فرکانس‌های توان خروجی و ضربه روی مانیتوری در مقابل آن‌ها به نمایش گذاشته می‌شد. آزمون تا حد واماندگی یا تا زمانی ادامه می‌یافت که کاهش ۱۰ درصد از توان خروجی در پارو زدن به مدت بیش از ۱۰ ثانیه مشاهده می‌شد. داده‌های کینماتیکی در ۱۵ حرکت پاروزنی متوالیِ ابتدا و انتهای پروتکل خستگی (برای شروع ۳±۷ درصد زمان کل و برای پایان ۲±۹۳ درصد زمان کل) ثبت می‌شد (۳۰). تصویر شمارهٔ ۱ نحوهٔ اجرای پروتکل پارو زدن توسط آزمودنی را روی ارگومتر قایقرانی نشان می‌دهد.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

1. Myomotion 3D Analysis System
2. Noraxon
3. Mean Power (MP)
4. Consept II

شکل ۱- نحوۀ نصب نشانگرها و اجرای پروتکل پاروزنی توسط آزمودنی

پردازش داده‌ها: به‌منظور تحلیل هماهنگی و تغییرپذیری تنه، با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث درجۀ دو با فرکانس برش پنج هرتز (۳۲) روی داده‌های کینماتیکی ۱۵ حرکت پاروزنی متوالی ابتدا و انتهای پروتکل خستگی که توسط دستگاه مایوموشن ثبت شده بود، کاهش نویز اجرا شد (۵). هر حرکت پاروزنی از لحظۀ شروع کشیدن پارو تا ضربه زدن و اجرای مرحلۀ بازگشت به حالت اولیه و درنهایت رسیدن دست‌ها به نقطۀ شروع حرکت تعریف شد. تمامی فرآیندهای پردازش داده‌ها در محیط نرم‌افزار متلب انجام شد. خروجی داده‌های دستگاه به‌صورت موقعیت زاویه‌ای مفاصل بود و پس از استخراج از نرم‌افزار دستگاه، میزان جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای در نرم‌افزار متلب محاسبه شد. سپس، با توجه به اهداف پژوهش حاضر، این مقادیر برای محاسبۀ هماهنگی و تغییرپذیری به‌منظور شناسایی اثر خستگی در کل بازۀ ۱۵ پاروزنی متوالی انتخاب و از نظر آماری تجزیه‌وتحلیل شدند. به‌منظور ساختن سری زمانی برای محاسبات مذکور داده‌های ۱۵ حرکت پاروزنی ابتدایی و انتهایی از بین حرکات پاروزنی هر آزمون انتخاب شد. سپس جابه‌جایی زاویه‌ای نواحی ستون‌فقرات (شانه-تنه، آرنج-شانه، آرنج-تنه)، حین حرکت در سه صفحه جداسازی شد (۳۳). در ادامه، سرعت زاویه‌ای هر مفصل با استفاده از رابطۀ زیر محاسبه شد (۳۴):

$$\omega i = \frac{\theta(\mathrm{i}) - \theta(\mathrm{i}-1)}{\mathrm{t}(\mathrm{i}) - \mathrm{t}(\mathrm{i}-1)}$$

همچنین، برای محاسبهٔ نسبت فازی هر مفصل در هر فریم، ابتدا، با استفاده از معادلات زیر، جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای در بازهٔ ۱ تا ۱- نرمال شدند (۳۴):

$$\theta inorm = \left(\frac{2*[\theta i - \min(\theta i)]}{\max(\theta i) - \min(\theta i)}\right)$$

$$\omega inorm = \left(\frac{\omega i}{\max\{I\ \omega i\ I\}}\right)$$

با رسم سرعت زاویه‌ای در تابع جابه‌جایی، منحنی زاویه‌ای فازی مفصل به‌دست آمد. همچنین با رسم زاویهٔ فازی و محاسبهٔ شیب هر نقطه از منحنی، سرعت زاویه‌ای-جابه‌جایی زاویه‌ای و مقدار زاویهٔ فازی به‌دست آمد (۳۴):

$$\emptyset = tan^{-1}\left(\frac{\omega i}{\theta i}\right) \qquad i=1, 2,\ldots,n$$

برای به‌دست آوردن فاز نسبی پیوسته (CPR) از رابطهٔ زیر استفاده شد (۳۴):

$$CRP\ (i) = \phi_A(i) - \phi_B(i)$$

با توجه به معادلات فوق، کدهای لازم در نرم‌افزار متلب نوشته و اجرا شد. همچنین متغیر هماهنگی به‌طور مستقیم از CPR و تغییرپذیری هماهنگی نیز از طریق انحراف استاندارد CPR برای جفت مفاصل تنه-شانه، تنه-آرنج و شانه-آرنج در صفحات حرکتی مختلف (ساجیتال، فرونتال و هوریزانتال) محاسبه شد. این مقادیر برای هر متغیر برابر با تفاضل زاویهٔ مفصل دیستال از مفصل پروگزیمال بود. تجزیه‌وتحلیل آماری داده‌ها: برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون آماری شاپیرو-ویلک استفاده شد. همچنین، از آزمون آماری ویلکاکسون و تی وابسته برای مقایسهٔ اثرات خستگی عمومی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی استفاده شد. سطح معناداری در تمامی آزمون‌های آماری ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است. برای بررسی اندازهٔ اثر خستگی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری از روش دی کوهن استفاده شد (۳۵).

یافته‌ها

نتایج آزمون شاپیرو-ویلک نشان داد توزیع متغیر میزان هماهنگی بین مفاصل اندام فوقانی در پیش‌آزمون و پس‌آزمون طبیعی است (P>۰/۰۵). همچنین، توزیع تمامی متغیرهای میزان

تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی طبیعی بود (P>۰/۰۵)، اما مشاهده شد میزان تغییرپذیری بین مفاصل آرنج-شانه در صفحهٔ ساجیتال در پس‌آزمون غیرطبیعی است (P=۰/۰۱۲).

نتایج آزمون تی وابسته نشان داد بین میزان هماهنگی مفاصل شانه-تنه در صفحهٔ ساجیتال، مفاصل شانه-تنه در صفحهٔ فرونتال و مفاصل آرنج-تنه در صفحهٔ ساجیتال در پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری وجود ندارد (P>۰/۰۵). در مقابل، نتایج آزمون تی وابسته نشان داد بین میزان هماهنگی مفاصل شانه-تنه در صفحهٔ هوریزنتال (P=۰/۰۰۲) و مفاصل آرنج-شانه در صفحهٔ ساجیتال (P=۰/۰۲۱) در پیش آزمون و پس آزمون تفاوت معناداری وجود دارد. همچنین اثر خستگی عمومی با توجه به میزان اندازهٔ اثر به‌ترتیب بر میزان هماهنگی مفاصل شانه-تنه در صفحهٔ هوریزنتال (۰/۷۱۱) و مفاصل آرنج-شانه در صفحهٔ ساجیتال (۰/۶۲۳) بیشتر بود. همچنین نتایج آزمون تی وابسته نشان داد در میزان تغییرپذیری مفاصل شانه-تنه در صفحهٔ ساجیتال و مفاصل شانه-تنه در صفحهٔ فرونتال بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری وجود ندارد (P>۰/۰۵). در مقابل، نتایج آزمون تی وابسته نشان داد بین میزان تغییرپذیری مفاصل شانه-تنه در صفحهٔ هوریزنتال (P=۰/۰۴۴) و مفاصل آرنج-تنه در صفحهٔ ساجیتال (P=۰/۰۳۰) در پیش آزمون و پس آزمون تفاوت معناداری وجود دارد. همچنین نتایج آزمون ویلکاکسون نشان داد بین میزان تغییرپذیری مفاصل آرنج-شانه در صفحهٔ ساجیتال (P=۰/۰۳۵) در پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معناداری وجود دارد. به‌علاوه، اثر خستگی عمومی، با توجه به میزان اندازهٔ اثر، به‌ترتیب بر میزان تغییرپذیری مفاصل شانه-تنه در صفحهٔ هوریزنتال (۰/۹۹۷)، مفاصل آرنج-تنه در صفحهٔ ساجیتال (۰/۹۲۰) و مفاصل آرنج-شانه در صفحهٔ ساجیتال (۰/۷۸۶) بیشتر بود (جدول ۱).

جدول ۱- نتایج آزمون تی وابسته و ویلکاکسون برای مقایسهٔ میانگین (انحراف استاندارد) میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی عمومی.

نام متغیر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	مقدار t	مقدار P	اندازه اثر
هماهنگی شانه-تنه در صفحهٔ ساجیتال	± ۲۰/۸۱ ۱۱/۶۰-	± ۱۶/۷۸ ۱۷/۸۶-	۱/۴۵۹	۰/۱۶۸	۰/۳۳۳
تغییرپذیری شانه-تنه در صفحهٔ ساجیتال	± ۱۳/۲۶ ۳۹/۱۴	± ۱۱/۹۴ ۴۳/۹۰	- ۰/۹۹۱	۰/۳۴۰	۰/۳۷۸

ادامهٔ جدول ۱- نتایج آزمون تی وابسته و ویلکاکسون برای مقایسهٔ میانگین (انحراف استاندارد) میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی عمومی.

نام متغیر	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	مقدار t	مقدار P	اندازه اثر
هماهنگی شانه-تنه در صفحهٔ فرونتال	۱۷/۴۱ ± ۱۲/۰۸	۱۸/۲۸ ± ۸/۷۸	۱/۳۱۳	۰/۲۱۲	۰/۱۸۵
تغییرپذیری شانه-تنه در صفحهٔ فرونتال	۱۱/۸۴ ± ۳۸/۲۴	۱۴/۰۶ ± ۴۵/۰۹	- ۱/۴۸۸	۰/۱۶۱	۰/۵۲۹
هماهنگی شانه-تنه در صفحهٔ هوریزنتال	۷/۷۵ ± ۳/۴۸	۷/۲۹ ± ۸/۸۳	- ۳/۷۸۰	۰/۰۰۲*	۰/۷۱۱
تغییرپذیری شانه-تنه در صفحهٔ هوریزنتال	۶/۵۹ ± ۱۹/۶۶	۷/۲۹ ± ۲۶/۵۸	- ۲/۲۲۷	۰/۰۴۴*	۰/۹۹۷
هماهنگی آرنج-شانه در صفحهٔ ساجیتال	۱۳/۹۲ ± -۳/۷۷	۱۳/۶۱ ± -۱۲/۳۵	۲/۶۳۲	۰/۰۲۱*	۰/۶۲۳
تغییرپذیری آرنج-شانه در صفحهٔ ساجیتال	۱۳/۳۰ ± ۴۵/۷۶	۱۵/۱۰ ± ۵۶/۹۲	- ۲/۱۰۳	۰/۰۳۵*	۰/۷۸۶
هماهنگی آرنج-تنه در صفحهٔ ساجیتال	۱۲/۹۴ ± -۷/۶۳	۱۴/۵۶ ± -۱۲/۲۷	۱/۶۳۲	۰/۱۲۷	۰/۳۳۷
تغییرپذیری آرنج-تنه در صفحهٔ ساجیتال	۱۲/۳۳ ± ۳۴/۵۱	۱۱/۲۹ ± ۴۵/۳۸	- ۲/۴۳۴	۰/۰۳۰*	۰/۹۲۰

واحد مقادیر میزان هماهنگی بین مفاصل اندام فوقانی بر حسب درجه است.

علامت * نشان‌دهندهٔ تفاوت معنادار بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون در سطح معناداری ۰/۰۵ است.

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر بررسی تأثیر یک وهله خستگی عمومی در میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی (شانه-تنه، آرنج-شانه و آرنج-تنه) قایق‌رانان نخبه بود. نتایج این پژوهش نشان می‌دهد یک وهله پروتکل خستگی عمومی تغییر معناداری در میزان هماهنگی بین مفاصل

شانه-تنه در صفحات ساجیتال و فرونتال و بین مفاصل آرنج-تنه در صفحهٔ ساجیتال قایق‌رانان نخبه ایجاد نمی‌کند، اما اجرای یک وهله خستگی عمومی در میزان هماهنگی بین مفاصل شانه-تنه در صفحهٔ هوریزنتال و مفاصل آرنج-شانه در صفحهٔ ساجیتال اثرگذار است. به‌علاوه، این نتایج نشان می‌دهد یک وهله پروتکل خستگی عمومی تغییر معناداری در میزان تغییرپذیری بین مفاصل شانه-تنه در صفحات ساجیتال و فرونتال و بین مفاصل آرنج-تنه در صفحهٔ ساجیتال قایق‌رانان نخبه ایجاد نمی‌کند، اما اجرای یک وهله خستگی عمومی در میزان تغییرپذیری بین مفاصل شانه-تنه در صفحهٔ هوریزنتال، مفاصل آرنج-شانه در صفحهٔ ساجیتال و مفاصل آرنج-تنه در صفحهٔ ساجیتال اثرگذار است. کوپ[1] و همکاران (۲۰۱۰) نیز هم‌راستا با نتایج پژوهش حاضر نشان دادند پس از خستگی عضلانی، به‌ویژه عضلات چرخانندهٔ کتف، ویژگی‌های کینماتیکی ناحیهٔ شانه تغییر می‌کند (۳۷). همچنین، سنجری و همکاران (۲۰۱۴) مشاهده کردند که خستگی عضلانی باعث افزایش تغییرپذیری دامنهٔ حرکتی مفصل آرنج می‌شود (۲۲). در حالت خستگی نقش سیستم عصبی مرکزی در کنترل حرکت کاهش می‌یابد و این کنترل به تعامل سیستم و محیط واگذار می‌شود؛ بنابراین، ممکن است این مسئله در وضعیت پیش‌بینی‌ناپذیر محیطی به آسیب منجر شود. به‌علاوه، علی‌بازی و همکاران (۲۰۱۵) در مطالعه‌ای مروری نشان دادند خستگی ویژگی‌های کینماتیکی ناحیهٔ کمربند شانه‌ای را تغییر می-دهد و به کاهش حس عمقی در طول حرکات مختلف مفاصل ناحیهٔ شانه منجر می‌شود؛ بنابراین شواهد کافی مبنی بر تأثیر منفی خستگی بر ویژگی‌های کینماتیکی کمربند شانه‌ای وجود دارد (۲۵). چهارمحالی و همکاران (۲۰۲۰) نیز تأثیر خستگی عضلات کمربند شانه‌ای را بر حرکات ظریف (رسم شکل با مداد) و درشت (پاس پنجه) بررسی کردند و نشان دادند خستگی عضلات کمربند شانه‌ای موجب کاهش عملکرد در مهارت‌های ظریف انگشتان در دختران می‌شود، اما در مهارت‌های درشت دستی دختران و پسران تأثیری ندارد (۱۵). در مقابل، تالتی[2] و آندرسون[3] (۲۰۰۹) به بررسی اثر خستگی حاصل از پاروزنی با دستگاه ارگومتر بر هماهنگی تغییرپذیری بین مفاصل ران-آرنج در قایق‌رانان در سطح ملی پرداختند و نشان دادند این نوع خستگی بر هماهنگی تغییرپذیری بین مفاصل ران- آرنج این افراد اثری ندارد (۳۸). باید توجه داشت حجم نمونهٔ مورد مطالعهٔ آن‌ها تنها شامل سه نفر قایقران (دو مرد و یک زن) بود که این تعداد حجم نمونه نمی‌تواند برای ارائهٔ نتایج دقیق، مناسب باشد؛ درنتیجه، احتمالاً تفاوت در حجم نمونه یکی از دلایل مهم ایجاد تناقض در نتایج پژوهش مذکور

1. Chopp
2. Talty
3. Anderson

در مقایسه با نتایج پژوهش حاضر باشد. همچنین، مطالعات پیشین نشان داده‌اند نوع پروتکل خستگی (مانند خستگی موضعی و عمومی) (۲۳)، نوع وظیفهٔ حرکتی (۳۴)، سطح مهارتی افراد (۲۲)، جنسیت (۱۴) و بسیاری از عوامل دیگر نیز در نحوهٔ اثرگذاری خستگی دخالت می‌کنند؛ برای مثال، احمدی و همکاران (۲۳) نشان دادند به‌دلیل دریافت بهتر اطلاعات حس عمقی و بهبود قدرت و کیفیت کنترل عصبی-عضلانی در افراد ورزشکار خستگی تأثیر کمتری روی آن‌ها دارد (۲۲)؛ بنابراین، هنگام مقایسهٔ نتایج مطالعات در این زمینه باید به این موارد توجه کرد و احتیاط لازم را در نظر داشت.

تجزیه‌وتحلیل متغیرهای هماهنگی و تغییرپذیری اطلاعات مهمی در مورد تغییرات در حوزهٔ راهبردهای حرکتی ارائه می‌دهد (۳۴). خستگی با تغییر در ویژگی‌های بیومکانیکی حرکت باعث ایجاد استراتژی‌های جبرانی جدیدی در سطح سیستم عصبی می‌شود که می‌تواند الگوهای هماهنگی جدیدی ایجاد کند (۱۵,۲۴). باید توجه داشت حین پاروزنی، بیشتر حرکات مفاصل درگیر تنه و بالاتنه در سطح ساجیتال انجام می‌شود و دامنهٔ حرکتی مفاصل در سطح فرونتال در محدوده‌ای کمتر قرار دارد (۳۸). ممکن است همین مسئله دلیل بی‌اثر بودن خستگی بر میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل در سطح فرونتال باشد. از طرف دیگر، میزان چرخش ناحیهٔ تنه نقشی مهم در حرکت پاروزنی دارد (۳۹). هنگام خستگی کنترل حرکات ناحیهٔ تنه دشوار می‌شود و دامنهٔ حرکتی این ناحیه افزایش می‌یابد؛ درنتیجه، خطر بروز آسیب‌های مختلف در اثر حرکات خطرناک خارج از محدودهٔ طبیعی در مفاصل افزایش می‌یابد (۴۰). بنابراین، افزایش تغییرپذیری بین مفاصل شانه-تنه در صفحهٔ هوریزانتال ممکن است نشان‌دهندهٔ اثرات منفی خستگی باشد و خطر بروز آسیب را افزایش بدهد. به‌طورکلی، خستگی می‌تواند اطلاعات دریافت‌شده از منابع حسی به مغز را مختل کند و به کاهش سرعت انتقال پیام‌های آوران و وابران به سیستم اسکلتی-عضلانی منجر شود و بر توانایی حرکات مؤثر جبرانی و تعادل اثر بگذارد (۱۴). مجموعهٔ این عوامل باعث می‌شوند نقش سیستم عصبی مرکزی در کنترل و هماهنگی حرکتی تحت تأثیر قرار بگیرد (۲۱).

از طرف دیگر، به‌دلیل اینکه بخش وسیعی از مناطق قشر حرکتی و پیش‌حرکتی مغز به حرکات ظریف اختصاص دارد و نیز از آنجا که این حرکات از گروه‌های عضلانی ظریف‌تری استفاده می‌کنند، در مقایسه با مهارت‌های حرکتی درشت، آسیب‌پذیرترند و پس از بیماری یا خستگی بیشتر از سایر مهارت‌ها دچار اختلالات عملکردی می‌شوند (۳۸). باید توجه داشت، حین پاروزنی مفاصل پروگزیمال‌تر بیشتر دارای مهارت‌های حرکتی درشت با نقش پایدارکنندگی‌اند و مفاصل دیستال‌تر بیشتر مهارت‌های حرکتی ظریف و نقش حرکتی دارند (۳۹). به‌هرحال، در پژوهش حاضر از پروتکل خستگی عمومی مشابه با تمرین پاروزنی استفاده شد که تمامی بخش‌های بدن را درگیر می‌کرد و

روی تمامی مفاصل مورد بررسی اثر می‌گذاشت؛ درنتیجه، تقریباً تمامی نواحی بررسی‌شده از این نوع خستگی متأثر شدند، اما احتمالاً به‌دلیل اینکه عمدهٔ حرکات این نواحی حین پاروزنی در سطح ساجیتال (و تا حدودی هوریزانتال) انجام می‌شود، میزان اثرگذاری خستگی روی متغیرهای مربوط به این سطوح بیشتر بود. بنابراین، لازم است حین بررسی اثرات خستگی بر بخش‌های مختلف بدن به این مسئله توجه خاصی شود.

با توجه به اینکه در مطالعهٔ حاضر، نقش خستگی در متغیرهای دیگری چون نمودار و الگوی میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل بررسی نشد، بررسی این موضوع می‌تواند در مطالعات آتی مد نظر قرار گیرد.

نتایج این مطالعه مؤید نقش خستگی در هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی بود؛ از این رو به نظر می‌رسد توجه به پدیدهٔ هماهنگی در برنامه‌های تمرینی با رویکرد نقش افزایش هماهنگی در کاهش هزینهٔ انرژی و کاهش آسیب در ورزشکاران تیم‌های قایقرانی روئینگ ضرورت دارد.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از تمام اعضای تیم ملی روئینگ و فدراسیون قایق‌رانی جمهوری اسلامی که در انجام این پژوهش ما را یاری کردند، تشکر و قدردانی می‌شود.

منابع

1. Rakovac M. Smoljanović T. Bojanić I. Hannafin JA. Hren D. Thomas P. Body size changes in elite junior rowers: 1997 to 2007. Coll Antropol. 2011: 35(1):127–31.
2. Pollock C. Jones I. Jenkyn T. Ivanova T. Garland S. Changes in kinematics and trunk electromyography during a 2000 m race simulation in elite female rowers. Scand J Med Sci Sports. 2012: 22(4):478–87.
3. Hosea TM. Hannafin JA. Rowing injuries. Sports Health. 2012: 4(3): 236–45.
4. Cramer JT. Housh TJ. Weir JP. Johnson GO. Coburn JW. Beck TW. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. Eur J Appl Physiol. 2005: 93(5–6): 530–9.
5. Reid DA. Mcnair PJ. Factors contributing to low back pain in rowers. Br J Sports Med. 2000: 34(5): 321–2.
6. Bigland-Ritchie B. Woods JJ. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. Muscle Nerve Off J Am Assoc Electrodiagn Med. 1984: 7(9): 691–9.
7. Hewett TE. Myer GD. Ford KR. Heidt Jr RS. Colosimo AJ. McLean SG. et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study.

Am J Sports Med. 2005: 33(4): 492–501.
8. Chiu S-L. Chou L-S. Variability in inter-joint coordination during walking of elderly adults and its association with clinical balance measures. Clin Biomech. 2013: 28(4): 454–8.
9. Hamill J. Knutzen KM. Biomechanical Basis of Human Movement. 3rd ed. Wolters Kluwer. 2009.
10. Miller RH. Chang R. Baird JL. Van Emmerik REA. Hamill J. Variability in kinematic coupling assessed by vector coding and continuous relative phase. J Biomech. 2010: 43(13):2554–60.
11. Drewes LK. McKeon PO. Paolini G. Riley P. Kerrigan DC. Ingersoll CD. et al. Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. J Sport Rehabil. 2009:18(3):375–88.
12. Cazzola D. Pavei G. Preatoni E. Can coordination variability identify performance factors and skill level in competitive sport? The case of race walking. J Sport Heal Sci. 2016:5(1):35–43.
13. Hunter AM. Gibson ASC. Lambert M. Noakes TD. Electromyographic (EMG) normalization method for cycle fatigue protocols. Med Sci Sports Exerc. 2002:34(5):857–61.
14. Chaharmahali L. Rafei M. Azadian E. Effects of shoulder complex muscles fatigue in hand's fine and gross skills in volleyball players. J Rehabil Med. 2020:8(4):39-46 [in Persian].
15. Côté JN. Mathieu PA. Levin MF. Feldman AG. Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing. Exp brain Res. 2002:146(3):394–8.
16. Côté JN. Raymond D. Mathieu PA. Feldman AG. Levin MF. Differences in multi-joint kinematic patterns of repetitive hammering in healthy, fatigued and shoulder-injured individuals. Clin Biomech. 2005:20(6):581–90.
17. Fuller JR. Lomond KV. Fung J. Côté JN. Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue. J Electromyogr Kinesiol. 2009:19(6):1043–52.
18. Cowley JC. Gates DH. Proximal and distal muscle fatigue differentially affect movement coordination. PLoS One. 2017:12(2):e0172835.
19. Huffenus A-F. Amarantini D. Forestier N. Effects of distal and proximal arm muscles fatigue on multi-joint movement organization. Exp brain Res. 2006:170(4):438–47.
20. Yang C. Leitkam S, Côté JN. Effects of different fatigue locations on upper body kinematics and inter-joint coordination in a repetitive pointing task. PLoS One. 2019:14(12):e0227247.
21. Sanjari M. Mohseni S. Kamali M. Nikmaram M. Quantitative analysis of elbow range of motion variability due to muscular fatigue. Rehabilitation. 2014:14(4):99-105 [in Persian].
22. 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. J Mod Rehabil. 2015:9(2):8-15 [in Persian].
23. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. Neurosci

Biobehav Rev. 2012:36(1):162–76.
24. Joghatin Alibazi R. Nodehi Moghadam A. Zarrabi V. Bakhshi E. Nakhaei N. The effect of muscle fatigue on normal biomechanics of shoulder Girdle: a systematic review of the literature. Rehabilitation. 2015:16(3):242-250 [in Persian].
25. Marcolin G. Lentola A. Paoli A. Petrone N. Rowing on a boat versus rowing on an ergo-meter: a biomechanical and electromyographycal preliminary study. Procedia Eng. 2015:112:461–6.
26. Erdfelder E. Faul F. Buchner A. GPOWER: A general power analysis program. Behav Res methods, instruments, Comput. 1996:28(1):1–11.
27. Damavandi M. Bakhshandeh-zahmati N. Fathi M. Upper Limbs Kinematics of Liberation Moment in the Elite Archers. J Sport Biomech. 2015:1(2):33-39 [in Persian].
28. Rajabi R. Mohammadpour S. Kinematics of trunk and knee in sagittal plane with anterior tibia shear force during single leg landing. Sci J Kurdistan Univ Med Sci. 2014:19(2):47-56 [in Persian].
29. Mansouri M. Jamshidi AA. Khalegh Tazji M. Eftekhari F. Effect of fatigue in different periods of simulated match protocol on selected kinematic variables and electromyography of futsal players' lower limb. J Rehab Med. 2019:8(2):67-79 [in Persian].
30. Turpin NA. Guével A. Durand S, Hug F. Effect of power output on muscle coordination during rowing. Eur J Appl Physiol. 2011:111(12):3017–29.
31. 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. J Sports Sci. 2012:30(14):1481–9.
32. Greene AJ. Sinclair PJ. Dickson MH. Colloud F. Smith RM. The effect of ergometer design on rowing stroke mechanics. Scand J Med Sci Sports. 2013:23(4):468–77.
33. Soper C. Hume PA. Towards an ideal rowing technique for performance. Sport Med. 2004:34(12):825–48.
34. Jafarnezhadgero A. Sadri A. The effects of foot orthoses on lower limb intra-joint coordination variability during walking in children with flexible flat foot. J Appl Exerc Physiol. 2019:14(28):89-100 [in Persian].
35. Kotrlik J. Williams H. The incorporation of effect size in information technology, learning, information technology, learning, and performance research and performance research. Inf Technol Learn Perform J. 2003:21(1):1.
36. Chopp J. O'Neill J. Hurley K. Dickerson C. Superior humeral head migration occurs after a protocol designed to fatigue the rotator cuff: a radiographic analysis. J shoulder Elb Surg. 2010:19(8):1137–44.
37. Talty P, Anderson R. Effect of fatigue on the coordination variability in rowers. In: ISBS-Conference Proceedings Archive. 2009.
38. Miarka B. Dal Bello F. Brito CJ. Vaz M. Del Vecchio FB. Biomechanics of rowing: kinematic, kinetic and electromyographic aspects. J Phys Educ Sport. 2018;18(1):193–202.

39. Holt P. Bull A. Cashman P. McGregor A. Kinematics of spinal motion during prolonged rowing. Int J Sports Med. 2003:24(08):597–602.
40. Missenard O. Mottet D. Perrey S. The role of cocontraction in the impairment of movement accuracy with fatigue. Exp Brain Res. 2008:185:151–6.

ارجاع‌دهی

دانشور اعظم، صادقی حیدر، یوسفی محمد، برهانی‌کاخکی زهره. تأثیر یک وهله خستگی عمومی در میزان هماهنگی و تغییرپذیری بین مفاصل اندام فوقانی قایق‌رانان نخبه (از منظر احتمال بروز آسیب). مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)، ۵۲- ۱۳۷. شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/smj.2021.9792.1457

Daneshvar A, Sadeghi H, Yousefi M. Borhani Kakhki Z. The Effects of One Global Fatigue Stage on Coordination and Variability of Between Upper Extremity Joints in Elite Rowers (Perspective to Risk of Injury). Sport Medicine Studies. Spring & Summer 2020; 12 (27): 137-52. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.9792.1457

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

The Effects of One Global Fatigue Stage on Coordination and Variability of Between Upper Extremity Joints in Elite Rowers (Perspective to Risk of Injury)

A. Daneshvar[1], H. Sadeghi[2], M. Yousefi[3], Z. Borhani Kakhki[4]

1. Ph.D. Student of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Azad University, Central Tehran Branch, Tehran, Iran
2. Professor of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran (Corresponding Author)
3. Assistant Professor, Faculty of Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran
4. Assistant Professor, Farhangian University, Tehran, Iran

Received Date: 2020/12/20 **Accepted Date: 2021/04/10**

Abstract

The present study aimed to investigate the effect of one global fatigue stage on coordination and variability between upper extremity joints in elite rowers. Fourteen male rowers of the national team participated in this quasi-experimental study. A rowing ergometer device was used to create general fatigue until exhaustion. An inertial measurement device of units was also used for measuring kinematic parameters in 15 consecutive rowing cycles at the beginning and end of the fatigue protocol. The results showed that a session of global fatigue changes the level of coordination between the shoulder-trunk joints on the horizontal plane and the elbow-shoulder joints on the sagittal plane, as well as the level of variability between shoulder-trunk joints in the horizontal plane, elbow-shoulder joints in the sagittal plane and elbow-trunk joints in the sagittal plate. It can have negative effects on the performance of professional rowers and increases the risk of injuries caused by overuse. Due to results, considering the effect of fatigue on the lower extremities of the elite national rower athletes during the designation of training programs is an important issue.

Keywords: Rowing, Fatigue, Coordination, Variability, Upper Extremities

1. Email: azam_daneshvar@yahoo.com
2. Email: sadeghih@yahoo.com
3. Email: mohammadyousefi2008@gmail.com
4. Email: borhani.sport@yahoo.com