

تأثیر نرخ‌های مختلف پاروزنی بر کینماتیک مفاصل اندام تحتانی مرتبط با آسیب‌های پرکاری در پاروزنان حرفه‌ای نوجوان: یک مطالعه مقطعی

فائزه پاکروان^۱، علی عباسی^۲، زدنیک اسوبودا^۳، مهدی خالقی تازجی^۴

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی اثر نرخ‌های مختلف پاروزنی بر کینماتیک مفاصل اندام تحتانی مرتبط با آسیب‌های پرکاری در پاروزنان حرفه‌ای نوجوان بود.

مواد و روش‌ها: ۱۵ قایقران حرفه‌ای به صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت نمودند و داده‌های کینماتیکی اندام تحتانی آن‌ها در طی یک دوره پاروزنی فزاینده روی دستگاه ارگومتر، با استفاده از هفت دوربین وایکان با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز اندازه‌گیری گردید. ۷ سیکل صحیح پاروزنی از هر شدت کار انتخاب شد و داده‌های کینماتیکی آن‌ها با استفاده از آزمون ANOVA و روش Statistical Parametric Mapping (SPM) در نرخ‌های پاروزنی مختلف مورد مقایسه قرار گرفت.

یافته‌ها: افزایش نرخ پاروزنی، منجر به افزایش معنی‌دار میزان پلاننار فلکشن مچ پا ($P = ۰/۰۴۸$)، اکستنشن زانو ($P = ۰/۰۱۸$) و ران ($P = ۰/۰۳۶$) در انتهای فاز درایو شد. همچنین، با افزایش نرخ پاروزنی، دامنه حرکتی فلکشن ران و زانو ($P = ۰/۰۰۱$) در تمام فاز ریکاوری و دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا در ۷۰ درصد ابتدای فاز ریکاوری ($P = ۰/۰۰۱$) به طور معنی‌داری افزایش نشان داد.

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج به دست آمده، می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که شاید با افزایش نرخ پاروزنی، میزان فلکشن زانو در انتهای فاز ریکاوری و میزان اکستنشن زانو و ران و مچ پا در انتهای فاز درایو افزایش یابد که احتمال دارد مفصل زانو را در خطر بروز آسیب قرار دهد.

کلید واژه‌ها: پاروزنی؛ کینماتیک مفاصل؛ نرخ پاروزنی؛ آسیب پرکاری

ارجاع: پاکروان فائزه، عباسی علی، اسوبودا زدنیک، خالقی تازجی مهدی. تأثیر نرخ‌های مختلف پاروزنی بر کینماتیک مفاصل اندام تحتانی مرتبط با آسیب‌های پرکاری در پاروزنان حرفه‌ای نوجوان: یک مطالعه مقطعی. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۹؛ ۱۶: ۳۵۷-۳۵۰.

تاریخ چاپ: ۱۳۹۹/۱۱/۱۵

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۹/۳۰

تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۵/۱۱

پاروزنی در شناسایی و اصلاح تکنیک اشتباه اهمیت زیادی دارد که می‌تواند در بهبود عملکرد و کاهش خطر آسیب‌های پرکاری نقش داشته باشد (۳، ۲).

از نظر بیومکانیکی، یک قایقران باید انرژی خود را به گونه‌ای مصرف کند که منجر به بالاترین سرعت متوسط قایق در طول یک مسابقه ۲۰۰۰ متر (مسافت رسمی المپیک) گردد. اجرای تکنیک صحیح و حفظ آن در طول کل مسیر مسابقه و در کل شدت‌های پاروزنی، نیازمند پایداری حرکتی در اندام‌ها است (۴-۶). در حین قایقرانی، نیروهای تماسی بین قایقران و تجهیزات بر روی پاها، صندلی و پارو عمل می‌کند. این نیروها در اثر انقباضات عضلانی و ایجاد شتاب قایقران حاصل می‌شوند. بنابراین، تعیین توالی دقیق بخش‌های مختلف بدن پاروزن، در به حداکثر رساندن ظرفیت تولید نیرو در قایقرانی مهم است (۷).

مقدمه

پاروزنی (Rowing) یک فعالیت ورزشی پیچیده جسمانی و تکنیکی به شمار می‌رود که نیازمند استقامت بالا، تولید توان بالا، تکنیک کارآمد و سرعت بالای حرکت است. کارآمدی پاروزنی هم به توسعه توان خروجی پاروزن و هم به مهارت تکنیکی خوب و کارآمد ورزشکار وابسته است و تحت تأثیر ویژگی‌های عملکردی پاروزن مانند توان، نرخ، طول پاروزنی و پیشروی به ازای هر پارو قرار دارد (۱). در فعالیت‌های ورزشی زنجیره حرکتی بسته مانند پاروزنی که الگوی حرکات می‌تواند پیش‌بینی شود، شناسایی تکنیک بهینه از طریق ارزیابی بیومکانیکی، می‌تواند به بهبود عملکرد و کاهش آسیب‌های ورزشی (Sport injuries) کمک شایانی نماید (۲). بنابراین، بررسی کینماتیک ورزشکار

۱- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۲- دانشیار، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۳- دانشیار، گروه علوم طبیعی در انسان‌شناسی اجتماعی، دانشکده فیزیکال کالج، دانشگاه پلاسکی اولموتس، اولموتس، جمهوری چک

نویسنده مسؤول: علی عباسی؛ دانشیار، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

Email: abbasi@khu.ac.ir

تمامی ۱۵ قایقران نوجوان حرفه‌ای به طور داوطلبانه در مطالعه شرکت کردند، برآورد حجم نمونه صورت نگرفت. همه شرکت‌کنندگان ورزشکار رقابتی بودند و تجربه تمرین با دستگاه ارگومتر پاروژنی (Concept II, Morrisville, آمریکا) را داشتند. تحقیق حاضر توسط کمیته اخلاق دانشگاه Palacky Olomouc جمهوری چک تأیید شد و فرم رضایت‌نامه آگاهانه قبل از جلسه ارزیابی، توسط شرکت‌کنندگان، خانواده و مربی آن‌ها امضا گردید. در مصاحبه و بررسی سوابق پزشکی آزمودنی‌ها، هیچ کدام سابقه آسیب اسکلتی-عضلانی در شش ماه اخیر و یا جراحی در اندام تحتانی و فوقانی نداشتند و قبل از شرکت در پژوهش، پرسش‌نامه سلامت پزشکی را تکمیل نمودند.

روش انجام کار: روز آزمایش افراد در بازه زمانی آبان و آذر سال ۱۳۹۹ در محل آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه پالاسکی حاضر شدند. از افراد درخواست گردید که حداقل به مدت ۲۴ ساعت قبل از آزمایش، ورزش سنگین انجام ندهند و حداقل ۳ ساعت قبل از آزمایش یک وعده غذایی اندک میل کنند. برای همه افراد گزارش مختصری در مورد روش آزمایش و روند تست داده شد. به منظور بررسی سابقه آسیب و ورزش حرفه‌ای، تعیین رفتارهای پیش‌آزمون که ممکن بود بر نتیجه مطالعه تأثیر بگذارد (رفتارهای اخیر فعالیت بدنی، نگرانی‌های مربوط به رژیم غذایی و...)، از یک پرسش‌نامه مخصوص محقق ساخته استفاده گردید. از آزمودنی‌ها درخواست شد که کفش‌های مخصوص خود را بپوشند و پس از قرارگیری بر روی دستگاه ارگومتر، بندهای آن را در موقعیت دلخواه خود قرار دهند. مانیتور ارگومتر طوری تنظیم گردید که اطلاعات مربوط به زمان و نرخ پاروژنی را فراهم کند (شکل ۱).



شکل ۱. وضعیت آزمودنی روی دستگاه ارگومتر به همراه دوربین‌های ثبت حرکت و نشانگرها

هر یک از آزمودنی‌ها قادر بودند در هر مرحله، از ادامه انجام تحقیق انصراف دهند. اصل رازداری در حفظ داده‌های جمع‌آوری شده به خصوص در رابطه با ویژگی‌های شخصی رعایت شد. قد و وزن آزمودنی‌ها با استفاده از قدسنج و ترازوی دیجیتال (Seca, Chino, آمریکا) اندازه‌گیری گردید. به منظور ثبت داده‌های سالم و بدون خطا، محیط آزمون قبل از انجام هر تست کالیبره شد. برای سیستم VICON (VICON، انگلستان)، فضای به ابعاد $2 \times 1 \times 4$ متر به عنوان محیط ثبت داده‌ها (Capture environment) در نظر گرفته شد و کالیبراسیون سه بعدی ایستا و پویا به ترتیب با استفاده از Wand و L-Form انجام شد. دقت فضایی سیستم کمتر از $0.3/100$ میلی‌متر بود. ۴۰ نشانگر بر اساس مدل Plug-in Gait روی لندمارک‌های مشخص بدن قرار گرفت (شکل ۱).

از طرف دیگر، با توجه به ماهیت این رشته ورزشی، برای افزایش سرعت حرکت، ورزشکار نیاز دارد نرخ پاروژنی را تغییر دهد که نیازمند به کارگیری متفاوت عضلات و مفاصل است. این تغییر در عملکرد عضلات و مفاصل و همچنین، ماهیت تکراری بودن حرکت پاروژنی، می‌تواند به طور بالقوه باعث ایجاد آسیب‌های پرکاری (Overuse injuries) مانند کمردرد مزمن، صدمات فشاری دنده‌ها، شانه‌ها، زانو و لگن که در قایقرانان حرفه‌ای گزارش شده است، در مفاصل بدن ورزشکار شود (۱۱-۸). بنابراین، شناسایی تغییرات کینماتیکی مفاصل در شدت کارهای مختلف پاروژنی، می‌تواند نگرش بهتری در خصوص دلیل بروز آسیب‌های پرکاری در ورزشکاران قایقرانی ارایه دهد و همچنین، می‌تواند در طراحی برنامه‌های تمرینی ورزشکار و تمرینات توان‌بخشی پس از بروز آسیب‌های پرکاری، به مربیان و توان‌بخشان کمک شایانی کند.

مطالعات گذشته ارزیابی بیومکانیکی پاروژنی تفاوت‌های تکنیک خوب و ضعیف (۱۲)، تأثیر تغییر در کینماتیک در طی پاروژنی طولانی مدت (۱۳)، تغییرات کینماتیکی در پاروژنی با شدت بالای تمرین (۱۴)، تأثیر نرخ‌های مختلف پاروژنی بر تغییرپذیری هماهنگی ستون فقرات و لگن در پاروژنان سالم و دارای کمردرد مزمن (۱۵) و تأثیر تمرینات طولانی مدت بر کینماتیک حرکت (۱۶) را بررسی کرده‌اند. تحقیقات مذکور بیشتر بر کینماتیک مفاصل ستون فقرات و لگن تمرکز کرده بودند و با توجه به جامعه ورزشکاران با سنین مختلف، نتایج آن‌ها متناقض است. با توجه به این که شیوع آسیب‌های پرکاری مفصل زانو در قایقرانان، دومین آسیب پرکاری پس از کمردرد محسوب می‌شود (۱۷، ۹)، پژوهش‌هایی که بیومکانیک اندام تحتانی را مورد بررسی قرار داده باشند، بسیار اندک است (۸، ۲) و محققان بیشتر بر عملکرد بیومکانیکی کمر و ستون فقرات متمرکز شده‌اند (۲۱-۱۸، ۱۶، ۱۴-۱۲، ۴). در عین حال، نوجوانان ورزشکار که در ابتدای مسیر زندگی حرفه‌ای خود هستند، به دلیل قرار گرفتن در سن رشد و کم بودن تجربه، بیشتر در معرض آسیب‌های پرکاری ناشی از خطاهای تکنیکی و عدم رعایت روش‌های استاندارد تمرین قرار دارند. جلوگیری از آسیب این گروه از ورزشکاران، در عین افزایش شانس ادامه فعالیت آن‌ها در رده‌های سنی بالین و کسب مدال و ثبت رکوردهای ارزشمند، از منظر سلامت ورزشکاران و به حداقل رساندن خطر بروز آسیب‌های مکرر (Recurrent) و عوارض جدی آن‌ها که منجر به ترک زودهنگام میادین ورزشی می‌گردد یا نیاز به مداخلات تهاجمی و پرهزینه مانند جراحی را غیر قابل اجتناب می‌کند، اهمیت دارد. این سؤال مطرح است که تغییر نرخ پاروژنی در ورزش قایقرانی چگونه بر عملکرد کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی تأثیر می‌گذارد؟ هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی تأثیر نرخ‌های مختلف پاروژنی بر کینماتیک مفاصل اندام تحتانی مرتبط با آسیب‌های پرکاری در قایقرانان حرفه‌ای نوجوان بود.

مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع مقطعی بود که در سال ۱۳۹۹ در آزمایشگاه دانشکده فیزیکال کالج دانشگاه پالاسکی جمهوری چک انجام شد.

جامعه آماری و نمونه تحقیق: در تحقیق حاضر، نمونه‌گیری از نوع در دسترس از میان قایقرانان نوجوان حاضر در کلاب‌های حرفه‌ای قایقرانی شهر اولموتس جمهوری چک در سال ۱۳۹۹ صورت گرفت. با توجه به این که ۱۵ قایقران نوجوان پسر و دختر در کلاب‌های حرفه‌ای قایقرانی شهر اولموتس جمهوری چک شرکت داشتند و پس از ارایه توضیحات در مورد هدف پژوهش،

به حرکت رفت و برگشت پاروژنی، فاز درایو به معنی اعمال نیرو به ارگومتر و فاز ریکآوری به معنی برگشت بدن به حالت اولیه و شروع حرکت تقسیم می‌شود. شناسایی سیکل‌ها از طریق مسیر حرکت افقی نشانگر قرار داده شده روی میج دست راست و دسته ارگومتر در صفحه حرکتی Y (قدامی- خلفی) صورت گرفت. به این صورت که زمانی که بیشترین فاصله افقی از مبدأ حرکت را داشت، به عنوان لحظه شروع سیکل پاروژنی و لحظه‌ای که این نشانگر در دورترین نقطه در محور افقی قرار گرفت، پایان سیکل در نظر گرفته شد.

نامگذاری (Labeling) نشانگرها و از بین بردن فواصل بین مسیر ثبت آن‌ها در نرم‌افزار Nexus (Nexus 2.8.1, Vicon, United Kingdom) انجام شد. تمامی فرایندهای پردازش داده‌ها در محیط نرم‌افزار Nexus صورت گرفت. از اطلاعات نشانگرهای استفاده شده برای استخراج موقعیت زاویه‌ای ران، ساق پا و پا حین پاروژنی بر روی ارگومتر (محاسبه شده در نرم‌افزار) استفاده شد. موقعیت زاویه‌ای (Angular position) و دامنه حرکتی مفصل اندام تحتانی (Range of motion) به طور مستقیم از اطلاعات اولیه دستگاه Vicon به دست آمد. برای هر نرخ پاروژنی، میانگین دامنه حرکتی هر ۷ سیکل برای هر مفصل به صورت جداگانه در هر دو سمت بدن گرفته شد و از آن به عنوان نماینده تغییرات دامنه حرکتی مفصل مورد نظر برای آن کوشش استفاده شد. داده‌های هر سیکل پاروژنی تفکیک و به ۱۰۰ دیتاپوینت نرمال‌سازی گردید؛ به طوری که ۵۰ درصد ابتدایی فاز درایو و ۵۰ درصد ثانویه فاز ریکآوری را نشان دهد.

میانگین و انحراف معیار برای همه ویژگی‌های توصیفی آزمودنی‌ها محاسبه شد. از آزمون Wilk-Shapiro برای بررسی نرمال بودن داده‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ (IBM Corporation, version 22, Armonk, NY) استفاده گردید. بررسی میزان تغییرات زاویه‌ای هر مفصل در هر نرخ پاروژنی و انتخاب سیکل‌های مد نظر در نرم‌افزار MATLAB (Mathlab R2018a, MathWorks®, Natick, Massachusetts, United States) انجام گرفت. از آزمون Repeated measures ANOVA به منظور تعیین تفاوت ویژگی کینماتیکی هر اندام تحتانی در چهار کوشش مد نظر در طول یک سیکل پاروژنی استفاده شد. تمامی روش‌های آماری با استفاده از پکیج آماری (SPM) Statistical Parametric Mapping و در نرم‌افزار MATLAB انجام شد.

یافته‌ها

کل اعضای تیم ملی قایقرانی نوجوانان جمهوری چک ۱۵ نفر بودند که همگی وارد مطالعه شدند و تمام مراحل را به شکل صحیح پشت سر گذاشتند. بنابراین، نرخ ریزش شرکت‌کنندگان در پژوهش حاضر صفر درصد بود. اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول ۲ ارائه شده است.

در ابتدا یک آزمون استاتیک برای ضبط تصاویر مربوط به کلیه نشانگرها به صورت ایستاده در حالت آناتومیک گرفته شد و سپس از افراد درخواست گردید تا به مدت ۵ دقیقه با نرخ پاروژنی دلخواه، اما در دامنه‌های انتخاب شده، بدن خود را گرم کنند. به آن‌ها سفارش شد که نرخ پاروژنی را در سطحی تنظیم کنند که باعث خستگی نشود. علاوه بر این، آن‌ها می‌توانستند بر روی مانیتور ارگومتر، زمان آغاز هر کوشش، مدت زمان باقی‌مانده برای هر تلاش، زمان آغاز دوره استراحت و زمان باقی‌مانده برای اتمام دوره استراحت بین هر کوشش را در هر مرحله به صورت مجزا مشاهده نمایند. مطابق با برنامه پیشنهادی پاروژنی (جدول ۱)، از افراد درخواست گردید که نرخ پاروژنی را بر حسب تعداد دور در دقیقه (Rotations per minute یا RPM) پیش‌بینی شده برای هر مرحله حفظ کنند و به آن‌ها یادآوری شد که از صفحه نمایش ارگومتر برای تنظیم نرخ پاروژنی استفاده نمایند. برای اطمینان از انطباق، نرخ پاروژنی و زمان توسط مدیر آزمون کنترل و ابراز شد. آزمودنی‌ها این برنامه را تا پایان آزمون ادامه دادند و برای هر نرخ پاروژنی داده‌های کینماتیکی به مدت ۳۰ ثانیه ثبت گردید. آزمودنی‌ها بین هر دو کوشش به مدت ۳۰ ثانیه استراحت می‌کردند.

جدول ۱. برنامه پاروژنی

مرحله	شرح	نرخ پاروژنی (دور در دقیقه)	مدت (دقیقه)
گرم کردن	گرم کردن	دلخواه	۵
آزمون	کوشش A	۱۷-۲۰	۱
	کوشش B	۲۰-۲۴	۱
	کوشش C	۲۴-۲۸	۱
سرد کردن	کوشش D	۳۶-۲۸	۱
	سرد کردن	دلخواه	۳

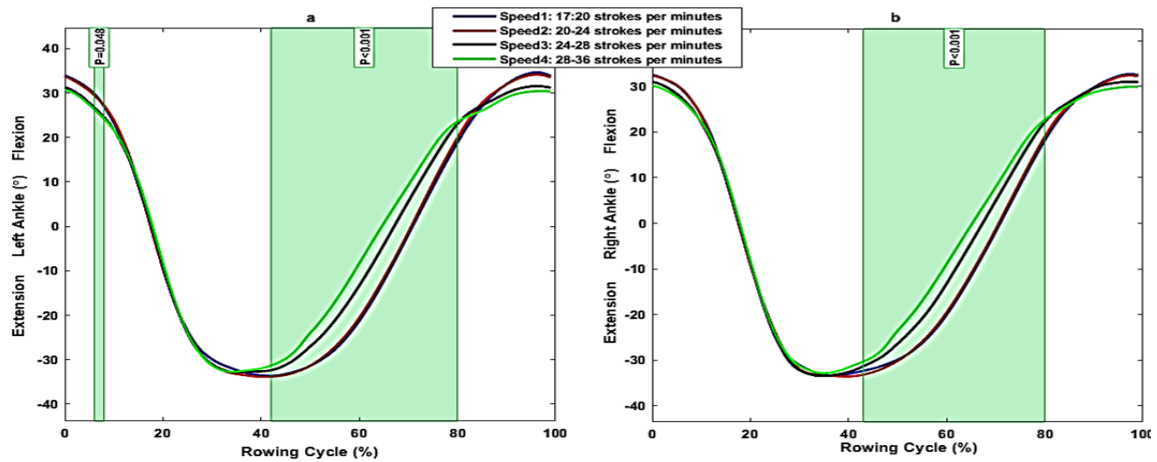
پروتکل مذکور بر اساس آزمون گرفتن از قایقرانان به صورت باردهی فزاینده می‌باشد. هدف این روش، بررسی شاخص‌های بیومکانیکی و فیزیولوژیکی در بارهای کاری مختلف تا حد واماندگی است. بنابراین، هر محقق بسته به شاخصی که اندازه‌گیری می‌کند، از این پروتکل استفاده می‌نماید. نرخ‌های پاروژنی که در کوشش‌های مختلف گزارش شده، بر اساس پاروژنی المپیکی ۲۰۰۰ متر انتخاب شده است. در هر مرحله نرخ پاروژنی در محدوده ذکر شده باید حفظ شود. به عنوان مثال، در کوشش A، ورزشکار باید نرخ پاروژنی را بین ۱۷ تا ۲۰ RPM حفظ نماید.

پردازش داده‌ها: پس از بررسی اولیه داده‌ها در هر نرخ پاروژنی، هفت سیکل برای محاسبه، تحلیل و ارزیابی انتخاب شد. داده‌های کینماتیکی با فیلتر پایین‌گذر مرتبه ۴ و فرکانس قطع ۸ هرتز فیلتر گردید. پس از ثبت و ذخیره و فیلتر شدن اطلاعات، از ۷ سیکل اجرای پاروژنی در هر نرخ استفاده شد. با توجه

جدول ۲. ویژگی‌های دموگرافیک شرکت‌کنندگان

متغیر	کل	دختر	پسر	مقدار P
تعداد شرکت‌کنندگان (نفر)	۱۵	۷	۸	-
سن (سال)	۱۳/۸۳ ± ۱/۱۹	۱۳/۴۲ ± ۱/۵۸	۱۳/۹۰ ± ۱/۴۳	۰/۹۴۲
قد (سانتی‌متر)	۱۷۲/۴۳ ± ۸/۰۴	۱۷۱/۸۸ ± ۵/۴۳	۱۷۵/۲۱ ± ۷/۷۸	۰/۸۶۰
وزن (کیلوگرم)	۶۸/۳۴ ± ۱۳/۰۷	۵۹/۴۱ ± ۱۰/۷۳	۶۹/۱۵ ± ۱۱/۷۵	۰/۳۲۵
تجربه پاروژنی (سال)	۴/۰۴ ± ۰/۸۹	۴/۷۵ ± ۲/۶۳	۵/۵۵ ± ۲/۷۲	۰/۴۳۸

داده‌ها بر اساس میانگین ± انحراف معیار گزارش شده است.



شکل ۲. نتایج آزمون ANOVA برای تغییرات زاویه‌ای مفصل مچ پای چپ (a) و مچ پای راست (b) در چهار سرعت مورد بررسی حین پاروژنی

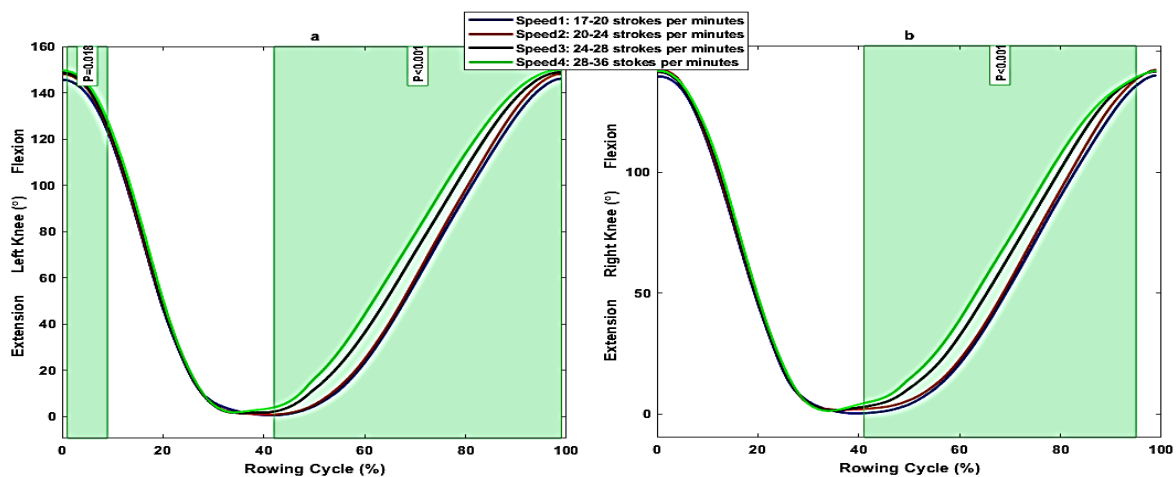
که با افزایش نرخ پاروژنی، دامنه حرکتی پلانتر فلکشن مچ پا، اکستنشن زانو و اکستنشن ران در انتهای فاز درایو افزایش یافت. شاید این تغییر در افزایش دامنه حرکتی مفاصل در پاسخ به تقاضای تولید نیروی بیشتر توسط عضلات اندام تحتانی بود تا نیروی بیشتری جهت پیشروی با سرعت بیشتر ایجاد شود (۱۴). اگرچه در مطالعه حاضر نیروهای وارد شده بر مفاصل و یا تولید شده توسط عضلات اندازه‌گیری نشد، اما این احتمال وجود دارد که مطابق با قانون سرعت-نیروی عضلات، افزایش دامنه حرکتی مفاصل در سرعت‌های بالاتر، باعث کاهش میزان نیروی تولیدی عضلات می‌شود و ورزشکاران پاروژنی با افزایش نرخ پاروژنی این کاهش نیرو را جبران می‌کنند (۲۳، ۲۲، ۱۴). افزایش دامنه حرکتی در انتهای فاز درایو، می‌تواند باعث اعمال نیروهای کششی و فشاری بیشتری در این زمان بر مفاصل اندام تحتانی شود و با توجه به این که در این فاز مفاصل مچ پا و زانو در وضعیت بسته (Closed pack position) خود هستند، ایجاد نیروهای تکراری در این فاز در سرعت‌های بالاتر، می‌تواند خطر آسیب‌های پرکاری در این دو مفصل را افزایش دهد.

میزان پلانتر فلکشن مچ پای هر دو پا در انتهای فاز درایو و میزان دورسی فلکشن مچ پا در مرحله ریکاوری با افزایش سرعت به طور معنی‌داری بیشتر شد (شکل ۲) ($P = 0.001$).

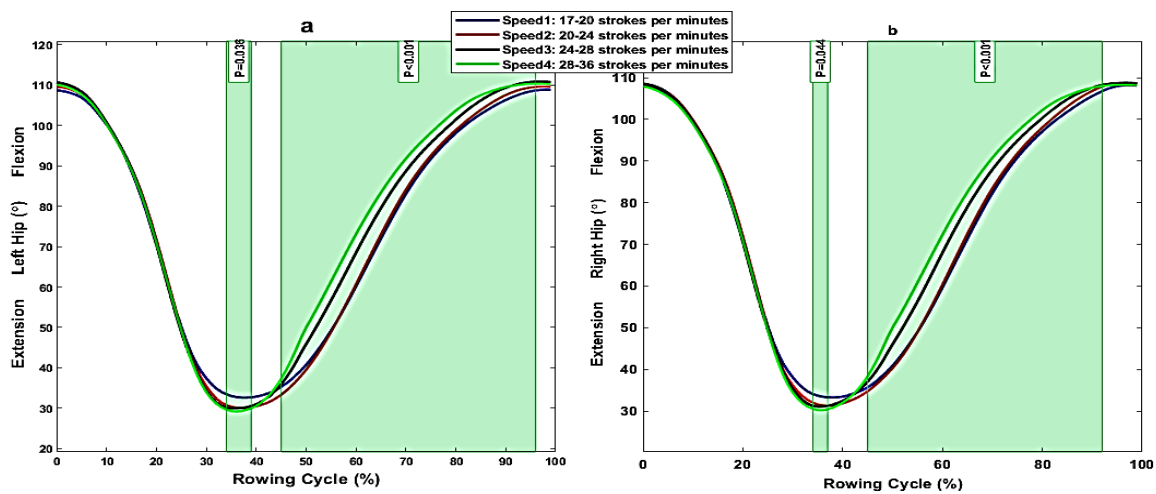
میزان اکستنشن زانو در انتهای فاز درایو و فلکشن زانو در مرحله ریکاوری با افزایش سرعت به طور معنی‌داری بیشتر شد ($P = 0.001$) و در ابتدای مرحله، درایو افزایش سرعت باعث افزایش فلکشن زانوی پای چپ ($P = 0.018$) شد (شکل ۳). در آزمودنی‌های حرفه‌ای، با افزایش سرعت دامنه حرکتی اکستنشن ران در انتهای فاز درایو ($P = 0.036$) و دامنه حرکتی فلکشن مفصل ران هر دو پای چپ و راست در فاز ریکاوری ($P = 0.001$) به طور معنی‌داری افزایش یافت (شکل ۴).

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی تأثیر نرخ‌های مختلف پاروژنی بر روی دامنه حرکتی اندام تحتانی در پاروژنان حرفه‌ای نوجوان بود. نتایج نشان داد



شکل ۳. نتایج آزمون ANOVA برای تغییرات زاویه‌ای مفصل زانوی پای چپ (a) و زانوی پای راست (b) در چهار سرعت مورد بررسی حین پاروژنی



شکل ۴. نتایج آزمون ANOVA برای تغییرات زاویه‌ای مفصل ران پای چپ (a) و ران پای راست (b) در چهار سرعت مورد بررسی حین پاروژنی

این مفصل اعمال کند و این عامل در تکرارهای حرکت بالا می‌تواند مفصل را مستعد بروز آسیب‌های پرکاری کند (۲۳، ۱۱، ۱۰، ۲). در تحقیق حاضر، تنها با استفاده از کینماتیک مفاصل این نتایج مشاهده شد؛ در صورتی که انجام پژوهش‌های آینده با استفاده از ابزارهای کینتیکی و مقایسه میزان گشتاورها و بارهای وارد شده بر مفاصل اندام تحتانی و به خصوص مفصل زانو در شدت‌های پاروژنی متفاوت، می‌تواند درک بهتری از عملکرد بیومکانیکی مفاصل و پتانسیل بروز آسیب‌های پرکاری در این ورزشکاران را نشان دهد.

در مرحله ریکاوری که تفاوت در زوایای اندام تحتانی در نرخ‌های مختلف پاروژنی اتفاق افتاد، دو بازه وجود دارد؛ در بازه اول در ابتدای مرحله ریکاوری، دست‌ها، بازوها و شانه‌ها به آرامی با اکستنشن دسته پارو را دنبال می‌کنند و سپس لگن و تنه همراه با فلکشن ران به جلو حرکت می‌نماید. در بازه دوم، تنه و لگن بر روی مفصل ران به طور مداوم می‌چرخند و عضلات همسترینگ و گلوتهال تحت کشش قرار می‌گیرند. زانو به تدریج بالا می‌آید و صندلی قایق به سمت جلو شتاب می‌گیرد و قایقران به صورت کنترلی و آرام با توجه به نرخ پاروژنی به سمت جلو حرکت می‌نماید (۸). با توجه به نتایج مطالعه حاضر، ورزشکار برای کنترل نرخ پاروژنی در سرعت‌های پایین، نیازمند کنترل دامنه حرکتی مفاصل خود می‌باشد تا با محدودیت و آهسته‌تر مرحله ریکاوری را به پایان رساند و نرخ پاروژنی را به درستی تنظیم نماید، اما هرچه سرعت پاروژنی افزایش می‌یابد و نرخ پاروژنی بالاتر می‌رود، کنترل ورزشکار بر کاهش سرعت مرحله ریکاوری کمتر می‌شود و در نتیجه، مفاصل با محدودیت کمتری دامنه حرکتی مورد نظر را ایجاد می‌نمایند و با افزایش سرعت، افزایش دامنه حرکتی روی خواهد داد (۱۴). از طرف دیگر، به نظر می‌رسد با افزایش نرخ پاروژنی، فشار و تقاضا بر روی بافت‌های نرم افزایش می‌یابد (۲۱). با توجه به ثابت بودن نرخ‌های مختلف در تحقیق حاضر، در هر نرخ پاروژنی مورد بررسی، ورزشکاران ملزم به غلبه بر شدت ثابتی بودند. بنابراین، فرض بر این است که در مرحله درایو از گروه عضلانی و دامنه حرکتی یکسانی برای تولید نیرو استفاده نمودند، اما برای کنترل سرعت پاروژنی در مرحله ریکاوری، ورزشکاران به منظور کنترل فشار و توزیع فشار بر بافت‌های بیشتر، دامنه حرکتی مفاصل خود را با افزایش سرعت، افزایش دادند. بنابراین، از نتایج حاضر، می‌توان چنین برداشت نمود که

بر خلاف نتایج تحقیق حاضر، در پژوهش Buckeridge و همکاران، کاهش کینماتیک پا در بسیاری از قایقرانان ۲۰ تا ۲۴ ساله مشاهده شد که قادر به حفظ یا حتی دستیابی به اکستنشن پا در موقعیت انتهایی فاز درایو نبودند (۸). آن‌ها این یافته را ناشی از عوامل متعددی از جمله عدم ثبات در تنه و لگن یا انعطاف‌ناپذیری در گروه عضلات همسترینگ دانستند (۸) و شاید بتوان اختلاف یافته‌های مذکور با مطالعه حاضر را به تفاوت رده سنی ورزشکاران در دو تحقیق نسبت داد. گفته می‌شود زوایای زانو در صفحه ساجیتال در ریتم‌ها و نرخ‌های مختلف پاروژنی، بر روی ارگومتر و داخل آب با یکدیگر مشابه است (۲۴)؛ هرچند در مطالعه‌ای مشخص شد که زوایای زانو و ران در انواع مختلف ارگومتر تغییر می‌نماید (۲۵). تحقیقات پیشین از روش تحلیل خطی برای مقایسه زوایای اندام تحتانی استفاده کرده‌اند (۲۵-۲۲، ۱۴، ۸) که در تحلیل آن‌ها، حداکثر دامنه حرکتی در نظر گرفته می‌شود؛ در حالی که در پژوهش حاضر سعی شد با استفاده از روش آماری SPM، کل داده‌های کینماتیکی مفاصل در تمام فاز حرکت پاروژنی با یکدیگر مقایسه گردد.

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که افزایش نرخ پاروژنی، میزان دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی در فاز ریکاوری را بیشتر تحت تأثیر قرار می‌دهد؛ به طوری که دامنه فلکشن ران و زانو و دورسی فلکشن مچ پا در نرخ‌های بالاتر پاروژنی در فاز ریکاوری افزایش بیشتری داشت. در واقع، دورسی فلکشن مچ پا در ابتدا تا اواسط فاز ریکاوری از این قاعده پیروی می‌کرد و تفاوت آن از لحاظ آماری معنی‌دار بود، اما فلکشن زانو و ران در تمام فاز ریکاوری به جزء انتهای آن، از لحاظ آماری متفاوت بود. در فاز ریکاوری، مفاصل به طور فعال فلکس می‌شوند تا ورزشکار را برای انجام فاز درایو بعدی آماده نمایند. افزایش مقدار فلکشن ران و زانو در سرعت‌های بالاتر در ورزشکاران قایقرانی، می‌تواند نشان دهنده آماده‌سازی عضلات و مفاصل جهت اعمال نیروی بیشتر در فاز درایو بعد باشد. به عبارت دیگر، احتمالاً کشش‌های ایجاد شده در دامنه حرکتی بالاتر با سرعت حرکت بالاتر، دوک‌های عضلانی را فعال‌تر می‌کند تا ورزشکار در طی فاز درایو توانایی تولید نیروی بیشتری توسط عضلات اکستنسور خود داشته باشد (۱۴). با این حال، افزایش دامنه حرکتی فلکشن زانو در انتهای فاز ریکاوری در سرعت‌های بالاتر پاروژنی، می‌تواند میزان بار زیادی را در فلکشن کامل زانو بر

تشکر و قدردانی

نویسندگان از تمامی ورزشکاران روئینگ شهر اولمپتس جمهوری چک که در این مطالعه شرکت کردند سپاسگزاری می‌نمایند. پژوهش حاضر مستخرج از رساله مقطع دکتری بیومکانیک ورزشی می‌باشد و بدون حمایت مالی سازمان خاصی انجام شده است.

نقش نویسندگان

فائزه پاکروان، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤلیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، علی‌عباسی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤلیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، زدنیک اسوبودا، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤلیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، مهدی خالقی تازجی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤلیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران را بر عهده داشتند.

منابع مالی

پژوهش حاضر مستخرج از رساله مقطع دکتری تخصصی می‌باشد و بدون حمایت مالی سازمان خاصی انجام شده است.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. دکتر علی‌عباسی و دکتر مهدی خالقی تازجی از سال ۱۳۹۱ تاکنون در دانشگاه خوارزمی به عنوان استادیار مشغول به فعالیت هستند. خانم فائزه پاکروان به عنوان دانشجوی مقطع دکتری تخصصی بیومکانیک ورزشی در دانشگاه خوارزمی مشغول به تحصیل می‌باشد و دکتر زدنیک اسوبودا به عنوان دانشیار دانشکده فیزیکی کالج دانشگاه پالاسکی جمهوری چک مشغول به کار هستند.

تغییر در سرعت پاروژنی، منجر به تغییرات کینماتیکی در مرحله ریکواری می‌شود و احتمال می‌رود تغییر در نرخ پاروژنی بتواند کینماتیک اندام تحتانی را در مرحله درایو تغییر دهد.

محدودیت‌ها

در پژوهش حاضر به دلیل این که تعداد ورزشکاران نوجوان قایقرانی در اردوی تیم ملی ۱۵ نفر دختر و پسر بود، تمام آن‌ها به عنوان آزمودنی انتخاب و مورد سنجش قرار گرفتند و این نتایج تنها به قایقرانان حرفه‌ای نوجوان می‌تواند تعمیم داده شود. همچنین، با توجه به تعداد اندک آزمودنی‌های دختر و پسر حرفه‌ای در مطالعه حاضر، ممکن است جنسیت در نتایج دخیل باشد و در صورت بررسی تغییرپذیری کینماتیکی در تنها یک گروه دختر یا پسر، ممکن است نتایج متفاوتی به دست آید. در تحقیق حاضر، تنها کینماتیک مفاصل در صفحه ساجیتال مورد بررسی قرار گرفت؛ در حالی که تغییرات کینماتیکی این مفاصل در صفحات فرونتال و هوریزنتال می‌تواند درک بهتری از تغییرات بیومکانیکی در این مفاصل در سرعت‌های پاروژنی مختلف ارائه دهد. از طرف دیگر، در بررسی حاضر، کینماتیک هر مفصل به صورت مجزا مورد بررسی قرار گرفت و در نرخ‌های متفاوت پاروژنی مقایسه گردید؛ در حالی که انجام تحلیل‌های کینماتیکی با استفاده از روش‌های تحلیل دینامیک غیر خطی مانند وکتور کدینگ و تحلیل فاز نسبی پیوسته، با در نظر گرفتن کوپلینگ و هماهنگی مفاصل می‌تواند درک بهتری از عملکرد مفاصل اندام تحتانی در سرعت‌های مختلف پاروژنی ایجاد کند.

پیشنهادها

با توجه به نتایج پژوهش حاضر، بیشتر تغییرات کینماتیکی در انتهای فاز درایو و طی فاز ریکواری پاروژنی اتفاق افتاد. بنابراین، به مربیان و ورزشکاران قایقرانی توصیه می‌شود در سرعت‌های بالاتر پاروژنی، به کنترل حرکت مفاصل در انتهای دامنه‌های حرکتی توجه کنند تا باعث افزایش فشار پرکاری در مفاصل و به ویژه مفصل زانو نشود.

نتیجه‌گیری

زانو در انتهای فاز درایو و انتهای فاز ریکواری به حالت فول اکستنشن و فول فلکشن خواهد رفت که این حالت با افزایش سرعت پاروژنی افزایش می‌یابد و بنابراین، احتمال بروز آسیب را در این لحظات افزایش می‌دهد. به عبارت دیگر، با توجه به نتایج می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که شاید با افزایش نرخ پاروژنی، میزان فلکشن زانو در انتهای فاز ریکواری و میزان اکستنشن زانو و ران و مچ پا در انتهای فاز درایو افزایش می‌یابد که احتمال دارد مفصل زانو را در خطر بروز آسیب قرار دهد و توجه به این مسأله در زمان تمرینات اهمیت زیادی برای پیگیری از آسیب ورزشکار دارد.

References

- Smith TB, Hopkins WG. Variability and predictability of finals times of elite rowers. Med Sci Sports Exerc 2011; 43(11): 2155-60.
- Buckeridge EM, Bull AM, McGregor AH. Foot force production and asymmetries in elite rowers. Sports

- Biomech 2014; 13(1): 47-61.
3. Fleming N, Donne B, Mahony N. A comparison of electromyography and stroke kinematics during ergometer and on-water rowing. *J Sports Sci* 2014; 32(12): 1127-38.
 4. 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* 2018; 36 (1): 103.
 5. Trompeter K, Weerts J, Fett D, Firouzabadi A, Heinrich K, Schmidt H, et al. Spinal and pelvic kinematics during prolonged rowing on an ergometer vs. indoor tank rowing. *J Strength Cond Res* 2021; 35(9): 2622-8.
 6. Rachnavy P. Rowing biomechanics and injury prevention. *J Sci Med Sport* 2012; 15(Suppl 1): S132.
 7. Caplan N, Coppel A, Gardner T. A review of propulsive mechanisms in rowing. *Proc Inst Mech Eng Pt P J Sports Eng Tech* 2009; 224(1): 1-8.
 8. Buckeridge E, Hislop S, Bull A, McGregor A. Kinematic asymmetries of the lower limbs during ergometer rowing. *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44(11): 2147-53.
 9. Bernardes F, Mendes-Castro A, Ramos J, Costa O. Musculoskeletal Injuries in Competitive Rowers. *Acta Med Port* 2015; 28(4): 427-34.
 10. Hickey GJ, Fricker PA, McDonald WA. Injuries to elite rowers over a 10-yr period. *Med Sci Sports Exerc* 1997; 29(12): 1567-72.
 11. Hosea TM, Hannafin JA. Rowing injuries. *Sports Health* 2012; 4(3): 236-45.
 12. Bull AM, McGregor AH. Measuring spinal motion in rowers: the use of an electromagnetic device. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2000; 15(10): 772-6.
 13. Holt PJ, Bull AM, Cashman PM, McGregor AH. Kinematics of spinal motion during prolonged rowing. *Int J Sports Med* 2003; 24(8): 597-602.
 14. McGregor AH, Bull AM, Byng-Maddick R. A comparison of rowing technique at different stroke rates: a description of sequencing, force production and kinematics. *Int J Sports Med* 2004; 25(6): 465-70.
 15. Alijanpour E, Abbasi A, Needham RA, Naemi R. Spine and pelvis coordination variability in rowers with and without chronic low back pain during rowing. *J Biomech* 2021; 120: 110356.
 16. McGregor AH, Patankar ZS, Bull AM. Longitudinal changes in the spinal kinematics of oarswomen during step testing. *J Sports Sci Med* 2007; 6(1): 29-35.
 17. Thornton JS, Vinther A, Wilson F, Lebrun CM, Wilkinson M, Di Ciaccia SR, et al. Rowing injuries: An updated review. *Sports Med* 2017; 47(4): 641-61.
 18. Buckeridge EM, Bull AM, McGregor AH. Incremental training intensities increases loads on the lower back of elite female rowers. *J Sports Sci* 2016; 34(4): 369-78.
 19. Caldwell JS, McNair PJ, Williams M. The effects of repetitive motion on lumbar flexion and erector spinae muscle activity in rowers. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2003; 18(8): 704-11.
 20. Koopmann T, Dill S, Bruggemann GP, Willwacher S. Back muscle fatigue might lead to alternated spine loading in recreational ergometer rowing. *Proceedings of the 36th International Conference on Biomechanics in Sports*; 2018 Nov; Auckland, New Zealand. p. 526-9.
 21. Minnock MR. Kinematic analysis of trunk coordination throughout the rowing stroke sequence [MSc Thesis]. Knoxville, Tennessee; 2017.
 22. 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. *Scand J Med Sci Sports* 2012; 22(4): 478-87.
 23. Cuijpers LS, Zaal FT, de Poel HJ. Rowing crew coordination dynamics at increasing stroke rates. *PLoS One* 2015; 10(7): e0133527.
 24. Elliott B, Lyttle A, Birkett O. The RowPerfect ergometer: A training aid for on-water single scull rowing. *Sports Biomech* 2002; 1(2): 123-34.
 25. Holsgaard-Larsen A, Jensen K. Ergometer rowing with and without slides. *Int J Sports Med* 2010; 31(12): 870-4.

The Effect of Different Rowing Stroke Rates on Kinematics of Lower Extremity Joints Related to Overuse Injuries in Professional Teenager Rowers: A Cross-Sectional Study

Faezeh Pakravan¹, Ali Abbasi², Zdenek Svoboda³, Mehdi Khaleghi-Tazji²

Original Article

Abstract

Introduction: The purpose of this study was to determine the effects of different rates of rowing stroke on kinematics of lower extremity joints related to overuse injuries in professional teenager rowers.

Materials and Methods: 15 elite young rowers volunteered to participate in this study. Lower extremity kinematic data were recorded during incremental rowing test on ergometer with seven Vicon cameras at a sampling rate of 200 Hz. Seven rowing cycles were selected from each stroke rate and the kinematic data were compared between different rowing stroke rates using analysis of variance (ANOVA) and statistical parametric mapping (SPM) method.

Results: Increase in rowing rate resulted in significant increase in foot plantarflexion ($P = 0.048$) and knee ($P = 0.018$) and hip ($P = 0.036$) extension during late drive phase. Moreover, hip and knee flexion range of motion (ROM) ($P = 0.001$) in all recovery phase, and foot dorsiflexion ROM ($P = 0.001$) in first 70% of recovery phase significantly increased with increase in rowing stroke rate.

Conclusion: Increasing rowing rate may increase knee flexion in late recovery phase and increase knee, hip, and ankle extension in late drive phase that may put the knee at the risk of injury.

Keywords: Rowing; Joint kinematics; Rowing stroke rate; Overuse injury

Citation: Pakravan F, Abbasi A, Svoboda Z, Khaleghi-Tazji M. The Effect of Different Rowing Stroke Rates on Kinematics of Lower Extremity Joints Related to Overuse Injuries in Professional Teenager Rowers: A Cross-Sectional Study. J Res Rehabil Sci 2020; 16: 350-7.

Received date: 01.08.2020

Accept date: 20.12.2020

Published: 03.02.2021

1- PhD Student, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

2- Associate Professor, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

3- Associate Professor, Department of Natural Sciences in Kinanthropology, Faculty of Physical Culture, Palacky University Olomouc, Olomouc, Czech Republic

Corresponding Author: Ali Abbasi; Associate Professor, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran; Email: abbasi@khu.ac.ir