

مقایسه هماهنگی و تغییرپذیری مفاصل اندام فوقانی در پاروکشی کایاک مردان

جوان نیمه حرفه‌ای و نخبه

مهدی بقایان^۱، منصور اسلامی^۲، علی عباسی^۳، مهدی خالقی تازجی^۴

سید اسماعیل حسینی نژاد^۵

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران
۲. دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، مازندران
۳. گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران*
۴. گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران
۵. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، مازندران

تاریخ پذیرش ۱۳۹۷/۱۲/۲۵

تاریخ ارسال ۱۳۹۷/۰۶/۲۰

چکیده

هدف مطالعه حاضر، مقایسه هماهنگی و تغییرپذیری مفاصل اندام فوقانی در پاروکشی کایاک مردان جوان نیمه حرفه‌ای و نخبه بود. تعداد هشت مرد جوان کایاک‌ران در دو گروه نخبه و نیمه حرفه‌ای قرار گرفتند. با تقسیم چرخه پاروکشی به چهار مرحله اصلی، میانگین و تغییرپذیری فاز نسبی پیوسته برای هر مرحله محاسبه شد. نتایج آزمون تی مستقل برای هماهنگی مفاصل بین دو گروه، تفاوت بیشتر در خم کردن شانه و آرنج سمت چپ مرحله چهارم و خم کردن آرنج و دور کردن شانه سمت چپ مرحله اول را نشان داد. با توجه به نتایج، در تمام مراحل سمت راست، گروه نخبه تغییرپذیری بیشتری نسبت به سمت چپ داشتند؛ درحالی‌که در گروه نیمه حرفه‌ای تغییرپذیری الگوی نامنظمی داشت. به‌طورکلی، در مقایسه پاروکشی کایاک بین دو گروه نخبه و نیمه حرفه‌ای، تفاوت معناداری در فاز نسبی پیوسته و تغییرپذیری آن مشاهده نشد.

واژگان کلیدی: کایاک، پاروکشی، فاز نسبی پیوسته، تغییرپذیری.

مقدمه

پاروکشی کایاک یک حرکت چرخه‌ای است که با حرکت پارو توسط دست‌ها در دو طرف بدن، به صورت متقارن انجام می‌شود و از چهار مرحله کشش، انتقال، کشش دست مقابل و انتقال دست مقابل تشکیل شده است که در برخی منابع، مرحله کشش دست مقابل با نام «مرحله هل‌دادن» و مرحله انتقال دست مقابل با نام «مرحله آمادگی» معرفی شده‌اند. لیمونتا^۱ و همکاران (۱) بیان کردند که کایاک نیز همچون شنا ورزشی است که در آن تکنیک اهمیت بیشتری نسبت به قدرت فیزیکی دارد؛ بنابراین، با توجه به ماهیت تکنیکی کایاک، توجه به جنبه‌های مختلف مهارتی این رشته باید در دستور کار پژوهشگران قرار گیرد. در ابتدا، پژوهشگران برای بررسی تکنیک کایاک از متغیرهای فضایی-زمانی ساده‌ای همچون سرعت قایق، تعداد پاروکشیدن و طول دامنه پاروکشیدن استفاده کردند (۲-۷) که این پارامترها ممکن است برای یافتن عوامل مکانیکی نهفته در تکنیک پاروکشیدن مناسب نباشند. در سال‌های اخیر، پژوهش‌هایی نیز روی متغیرهای سینماتیکی همچون زوایا، سرعت و مختصات مفاصل انجام شده‌اند (۸-۱۰، ۶، ۴، ۱)؛ برای مثال، لیمونتا و همکاران (۱) در مطالعه‌ای که روی پاروزنان کایاک انجام دادند، به آنالیز سه‌بعدی سینماتیک تکنیک کایاک پرداختند. نتایج این پژوهش روی سه گروه قایقرانان نخبه، نیمه حرفه‌ای و مبتدی نشان داد که دامنه پاروکشی گروه نخبه (هم مطلق و هم نسبت به طول بازو) به صورت معنادار بیشتر از دو گروه دیگر بود. همچنین، بعضی از زوایای مفصلی آن‌ها در مقایسه با گروه نیمه حرفه‌ای و مبتدی، به طور معناداری فقدان تقارن کمتری را نشان داد. باکر^۲ و همکاران (۴) در پژوهش خود به بررسی سه‌بعدی پاروکشی مردان و زنان کایاک سطح ملی سرعتی پرداختند. با وجود اختلاف در سرعت قایق، دو گروه شرکت‌کننده در این پژوهش از نظر متغیرهای منتخب سینماتیکی در حین اجرای تکنیک تفاوتی نداشتند. از یافته‌های این پژوهش این‌گونه نتیجه‌گیری شده است که تا زمان شناسایی تفاوت میان این دو گروه، می‌توان از برنامه‌های تمرینی مشابه برای آن‌ها استفاده کرد و احتمالاً می‌توان نتایج پژوهش را بین دو گروه واحدی تعمیم داد. مان^۳ و همکاران (۶) در پژوهش خود به دنبال آنالیز بیومکانیکی سبک پاروکشی نه قایقران المپیک کایاک بودند. آن‌ها از طریق داده‌های جابه‌جایی، سرعت و شتاب قایق و مفاصل اندام فوقانی، سبک پاروکشی این قایقرانان را توصیف کردند. در پژوهش آن‌ها، به تعامل متغیرهای سینماتیکی با یکدیگر توجهی نشده بود. در پژوهش‌های ذکرشده، بررسی تکنیک کایاک به صورت مطلق در تابع زمان بررسی شده است؛

1. Limonta
2. Baker
3. Mann

با این حال، مطالعات تحلیل سینماتیکی اخیر سعی کرده‌اند با استفاده از معادلات دینامیک غیرخطی و از منظر هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی سگمنت‌ها یا مفاصل درگیر، مهارت‌ها را از منظر بهبود تکنیک و کاهش احتمال آسیب بررسی کنند.

در یک دهه گذشته، روش‌های متعددی برای بررسی هماهنگی حرکت استفاده شده‌اند (۱۱-۱۶). بررسی هماهنگی بین مفصلی با استفاده از فاز نسبی پیوسته که اطلاعات موقعیت و سرعت مفصل از دو مفصل نزدیک به هم را در یک فاز کنار هم می‌گذارد و ترکیب می‌کند، می‌تواند درک بهتری از هماهنگی حرکت را به پژوهشگر ارائه دهد (۱۷-۲۰)؛ از این رو، در پژوهش‌های بیومکانیکی سال‌های اخیر، از متغیر فاز نسبی پیوسته برای شناسایی عوامل خطرزای آسیب (۲۲، ۲۱، ۱۴)، هماهنگی حرکات مفاصل و اندام‌ها (۲۳، ۱۱) و بررسی تکنیک حرکت ورزشی در سطوح مختلف مهارت (۲۵)، (۲۴، ۱۶) استفاده شده است. کازولا و همکاران (۲۵) به این نتیجه رسیدند که برای تشخیص سطح مهارت، استفاده از تغییرپذیری فاز نسبی پیوسته نسبت به سایر روش‌های سینماتیکی مناسب‌تر است؛ بدین ترتیب، افراد دارای تکنیک بهتر به دلیل بالابودن توانایی هماهنگی عصبی-عضلانی می‌توانند برای بالابردن دقت در هدف از نقشه‌های حرکتی متنوعی استفاده کنند که بیشترین دقت و صحت را در اجرای تکنیک نشان دهند (۲۶). به همین دلیل، بالابودن تغییرپذیری فاز نسبی پیوسته در مقایسه دو گروه نخبه و نیمه حرفه‌ای می‌تواند نشان‌دهنده پختگی اجرای مهارت در گروه نخبه باشد. مقایسه سطح مهارت تکنیک دو گروه نخبه و نیمه حرفه‌ای می‌تواند به شناخت تفاوت‌های تکنیکی میان دو گروه کمک کند؛ بنابراین، با شناسایی مراحل متفاوت در چرخه اجرای تکنیک می‌توان به مربیان پیشنهاد داد که بر برنامه‌های تمرینی مفید برای مراحل کلیدی تمرکز داشته باشند.

افزون بر این، تغییرپذیری پایین در اجرای یک تکنیک می‌تواند موجب ابتلا به آسیب پرکاری شود؛ بدین صورت که ورزشکار نمی‌تواند توزیع نیرو را به کل مفصل اعمال کند و استفاده از مسیر تکراری برای انتقال نیرو موجب ابتلا به آسیب‌های پرکاری می‌شود (۲۷)؛ از این رو، می‌توان با یافتن مراحل از اجرای تکنیک قایقران که تغییرپذیری کمی دارد، مراحل حیاتی‌ای را که ممکن است در آسیب‌های پرکاری نقش داشته باشند، تشخیص داد. با توجه به اینکه استفاده از فاز نسبی پیوسته و تغییرپذیری آن می‌تواند به تشخیص تکنیک ماهر از نیمه‌ماهر کمک کند و همچنین، با توجه به نقش تشخیصی‌ای که این متغیر می‌تواند در شناخت مراحل بحرانی برای ابتلا به آسیب پرکاری

1. Continuous Relative Phase (CRP)
2. Cazzola

داشته باشد، هدف از انجام پژوهش حاضر، مقایسه هماهنگی و تغییرپذیری مفاصل اندام فوقانی در پاروکشی کایاک مردان جوان نیمه حرفه‌ای و نخبه بود.

روش پژوهش

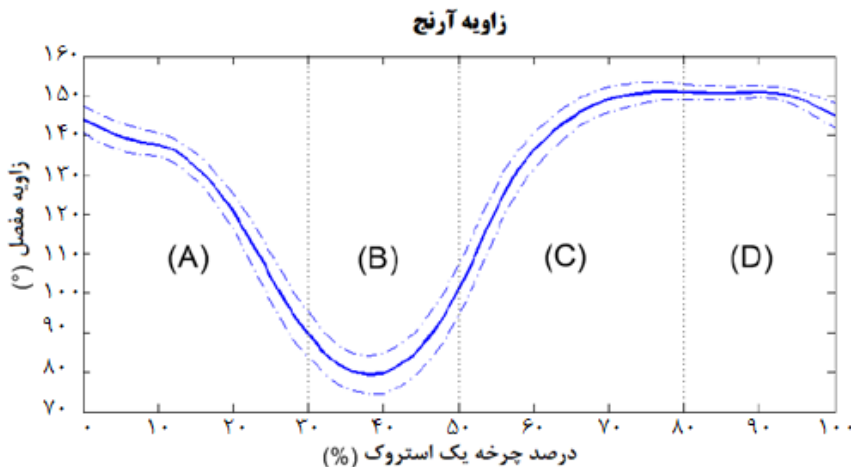
در این پژوهش، قایقرانان مرد تیم ملی جوانان کایاک ایران به‌عنوان آزمودنی نخبه و قایقرانانی با سابقه شرکت در مسابقات کشورهای به‌عنوان آزمودنی‌های نیمه حرفه‌ای در نظر گرفته شدند. آزمودنی‌های حاضر در پژوهش شامل پنج قایقران نخبه ($2/15 \pm 16/1$ سال، $3/60 \pm 179$ سانتی‌متر و $14/01 \pm 61/67$ کیلوگرم) و سه قایقران نیمه حرفه‌ای ($0/84 \pm 17/41$ سال، $4/81 \pm 182/2$ سانتی‌متر و $6/18 \pm 70/8$ کیلوگرم) بودند. هیچ‌یک از آزمودنی‌ها در دو سال اخیر سابقه آسیب اسکلتی عضلانی و جراحی نداشتند. برای رعایت اخلاق پژوهش، علاوه بر دریافت رضایت‌نامه از تمامی آزمودنی‌ها، به آن‌ها توضیح داده شد که نتایج مطالعه صرفاً برای مقاصد پژوهشی است و نتایج به‌صورت گروهی و بدون ذکر نام افراد منتشر می‌شود. قبل از شروع آزمون، نحوه اندازه‌گیری متغیرها و فرایند اجرای پروتکل برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. هر آزمودنی با اندازه‌گیری قد، وزن و ویژگی‌های آنتروپومتریکی وارد فرایند آزمون شد و سپس، با پرکردن پرسش‌نامه مشخصات فردی، سن و سابقه آسیب و جراحی خود را گزارش داد. ابزار اندازه‌گیری قد و وزن، ترازو و قدسنج سکا^۱ بود و اندازه‌های آنتروپومتریکی با متر نواری ثبت شدند.

در مرحله بعد، حسگرهای حرکتی سیستم آنالیز حرکت سه‌بعدی شرکت نورآکسون^۲ ساخت کشور آمریکا، روی اندام فوقانی قایقران نصب شدند. پس از نصب حسگرها، آزمودنی برای کالیبره کردن سیستم به حالت آناتومیک ایستاد و پس از تمام شدن فریند کالیبره کردن، آزمودنی روی ارگومتر کایاک دن اسپرینت^۳ ساخت کشور دانمارک قرار گرفت و موقعیت صندلی و تکیه‌گاه پا را در حالتی تنظیم کرد که احساس راحتی کند. پس از چند دقیقه گرم کردن، آزمودنی برای شروع آزمون اعلام آمادگی کرد.

آزمون اصلی شامل دو دقیقه پاروکشی کایاک روی ارگومتر با سرعت دلخواه بود که هم‌زمان داده‌های سینماتیک زاویه‌ای اندام فوقانی قایقران، توسط سیستم آنالیز حرکت با فرکانس ۲۰۰ هرتز ثبت می‌شدند. ۱۰ استروک منتهی به دقیقه اول با استفاده از زاویه آرنج (شکل شماره یک)

-
1. Seca
 2. 3D Motion Capture, Noraxon Inc
 3. Dansprint

(مرحله اول: از صفر تا ۳۰ درصد، مرحله دوم: از ۳۱ تا ۵۰ درصد، مرحله سوم: از ۵۱ تا ۸۰ درصد و مرحله چهارم: از ۸۱ تا ۱۰۰ درصد استروک) تعیین و استخراج شدند (۲۸).



شکل ۱- تغییرات زاویه آرنج در حین اجرای یک استروک کایاک. (A) کشش، (B) انتقال، (C) کشش دست مقابل و (D) انتقال دست مقابل (۲۸)

پردازش داده‌ها

برای کاهش نویز داده‌های خام، فیلتر پایین گذر باتروث درجه چهار با فرکانس برش شش هرتز اعمال شد. سپس، زوایای آرنج و شانه برای اندام چپ و راست انتخاب شدند و با توجه به نمودار، تغییرات آرنج ۱۰ استروک جدا شدند.

برای محاسبه سرعت زاویه‌ای از معادله زیر استفاده شد (۲۹):

معادله شماره یک:

$$\omega_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{2(\Delta t)}$$

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 (۱۹):

معادله شماره دو:

$$\theta'_i = \frac{2 \times [\theta_i - \min(\theta_i)]}{\max(\theta_i) - \min(\theta_i)}$$

معادله شماره سه:

$$\omega'_i = \frac{\omega_i}{\max\{\max(\omega_i), \max(-\omega_i)\}}$$

در اینجا، θ' و ω' به ترتیب برابر با جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای نرمال شده هستند و θ و ω جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای اصلی هستند. \dot{A} نیز به جایگاه آن داده در چرخه مورد بررسی اشاره دارد. پس از طی مراحل بالا، برای به‌دست‌آوردن زوایای فازی از معادله زیر استفاده شد (۱۹):

معادله شماره چهار:

$$\phi(i) = \tan^{-1} \left(\frac{\omega'(i)}{\theta'(i)} \right)$$

در اینجا، Φ زاویه فازی است و θ' و ω' به ترتیب برابر با جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای نرمال شده هستند. با تفریق زاویه فازی مفصل دیستال از مفصل پروگزیمال، فاز نسبی پیوسته محاسبه شد (۱۹):

معادله شماره پنج:

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

در این معادله، $\Phi_A(i)$ زاویه فازی مفصل پروگزیمال و $\Phi_B(i)$ زاویه فازی مفصل دیستال است. CRP نیز فاز نسبی پیوسته دو مفصل نسبت به یکدیگر است. برای انجام محاسبات و به‌دست‌آوردن CRP، از نرم‌افزار متلب نسخه آر. ۲۰۱۷ ای. استفاده شد.

زوایای استفاده‌شده در این پژوهش شامل خم کردن آرنج، خم کردن شانه، دورشدن شانه و چرخش خارجی شانه بودند که فاز نسبی پیوسته شش جفت از حرکات جفتی مفاصل آرنج و شانه به ترتیب زیر به‌دست آمد:

۱- CRP-ESflx-R: فاز نسبی پیوسته خم کردن آرنج نسبت به خم کردن شانه سمت راست؛

(E: خم کردن آرنج، Sflx: خم کردن شانه، R: سمت راست)

۲- CRP-ESflx-L: فاز نسبی پیوسته خم کردن آرنج نسبت به خم کردن شانه سمت چپ؛

(E: خم کردن آرنج، Sflx: خم کردن شانه، L: سمت چپ)

۳- CRP-ESabd-R: فاز نسبی پیوسته خم کردن آرنج نسبت به نزدیک کردن شانه سمت راست؛

(E: خم کردن آرنج، Sabd: دورشدن شانه، R: سمت راست)

۴- CRP-ESabd-L: فاز نسبی پیوسته خم کردن آرنج نسبت به نزدیک کردن شانه سمت چپ؛

(E: خم کردن آرنج، Sabd: دورشدن شانه، L: سمت چپ)

۵- CRP-ESrot-R: فاز نسبی پیوسته خم کردن آرنج نسبت به چرخش شانه سمت راست؛

(E: خم کردن آرنج، Srot: چرخش خارجی شانه، R: سمت راست)

۶- CRP-ESrot-L: فاز نسبی پیوسته خم کردن آرنج نسبت به چرخش شانه سمت چپ.

(E: خم کردن آرنج، Srot: چرخش خارجی شانه، L: سمت چپ)

پس از محاسبه شش مورد ذکر شده، در هر استروک از ۱۰ استروک تعیین شده، بازه زمانی هر استروک به ۱۰۰ نقطه داده نرمال شد و براساس تقسیمات فلمینگ و همکاران (۲۸) و با توجه به تغییرات زوایای مفصل آرنج، چهار مرحله پاروکشی در هر استروک تعیین شدند.

۱- مرحله اول: کشش؛

۲- مرحله دوم: انتقال؛

۳- مرحله سوم: کشش دست مقابل؛

۴- مرحله چهارم: انتقال دست مقابل.

هم فاز و غیرهم فاز بودن حرکات جفتی مفاصل شانه و آرنج، براساس تقسیم بندی ارائه شده در ادبیات پیشین به صورت زیر در نظر گرفته شد (۳۰، ۱۶):

• هم فاز ($30 < CRP < 30$ -)؛

• نیمه هم فاز ($30 < CRP < 150$ و $-150 < CRP < -30$)؛

• غیر هم فاز ($150 < CRP < 180$ و $-180 < CRP < -150$).

حرکات برف پاک کن ماشین می تواند مثالی مناسب برای درک بهتر مفهوم هم فاز و غیرهم فاز باشد. در صورتی که برف پاک کن های ماشین در یک جهت کار کنند، دارای حرکتی هم فاز هستند؛ در حالی که اگر برف پاک کن ماشین از نوع مرکزگرا باشد که دو برف پاک کن به سمت مرکز شیشه حرکت کنند، حرکات دو برف پاک کن نسبت به یکدیگر غیرهم فاز تلقی می شود. هر حرکت دیگری که مقدار فاز نسبی پیوسته آن بین صفر تا ۱۸۰ باشد، حرکتی غیرهم فاز است که می تواند بسته به فاصله عددی آن از صفر تا ۱۸۰ به هم فاز بودن یا نیمه هم فاز بودن نزدیک باشد (۲۹).

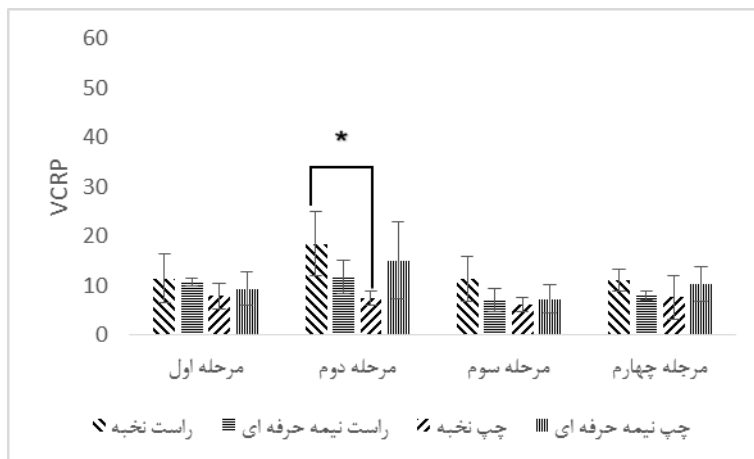
برای محاسبه تغییرپذیری فاز نسبی پیوسته نیز انحراف استاندارد در هر نقطه از زمان در ۱۰ استروک مشخص شده برای هر آزمودنی محاسبه شد. سپس، برای هر مرحله از پاروکشی، میانگین تغییرپذیری تعیین شد و نتایج از طریق آزمون آماری مقایسه شدند. همچنین، برای بحث و بررسی فاز نسبی پیوسته از شیب نمودار استفاده شد؛ بدین صورت که مثبت بودن شیب نمودار CRP بدین معنی است که مفصل دیستال حرکت سریع تری در فضای فازی دارد؛ در حالی که شیب منفی نشان دهنده این است که مفصل پروگزیمال در فضای فازی سریع تر حرکت می کند (۲۷).

پس از اجرای آزمون آماری شاپیرو- ویلیک^۱، برای بررسی توزیع طبیعی داده‌ها و اطمینان از توزیع طبیعی تمام داده‌ها، آزمون پارامتری تی مستقل^۲ برای مقایسه میانگین دو گروه نخبه و نیمه حرفه‌ای، در هر مرحله از چهار مرحله استروک و دو سمت راست و چپ انتخاب شد. این روش آماری از طریق نرم‌افزار اس.پی.اس.اس. نسخه ۲۲ انجام شد.

نتایج

نتایج حاصل از این پژوهش در دو بخش ارائه شده است؛ بدین ترتیب که مقایسه میانگین فاز نسبی پیوسته و تغییرپذیری خم کردن آرنج و خم کردن، دور شدن و چرخش خارجی شانه، در مراحل چهارگانه تکنیک پاروکشی کایاک گزارش شدند. در شکل شماره سه، مقایسه میانگین‌های فاز نسبی پیوسته خم کردن آرنج و خم کردن شانه سمت راست و چپ، در چهار مرحله از تکنیک پاروکشی نمایش داده شده است. نتایج مقایسه میانگین‌های دو گروه با استفاده از آزمون تی مستقل نشان داد که CRP-ESflx-L در مرحله چهارم بین دو گروه نخبه و نیمه حرفه‌ای دارای تفاوتی معنادار بود ($T = 3/315, P = 0/016$). همچنین، در مقایسه میانگین‌های دو سمت بدن در هر مرحله، برای گروه نخبه اختلافی معنادار مشاهده نشد و تنها در مرحله دوم گروه نیمه حرفه‌ای، بین سمت چپ و راست اختلاف معنادار مشاهده شد ($T = -6/319, P = 0/024$). در شکل شماره چهار، مقایسه میانگین‌های تغییرپذیری فاز نسبی پیوسته خم کردن آرنج و خم کردن شانه سمت راست و چپ تکنیک پاروکشی کایاک نمایش داده شده است. براساس نتایج آزمون تی مستقل، تنها در مرحله دوم گروه نخبه بین تغییرپذیری سمت چپ و راست اختلاف معنادار وجود داشت ($P = 0/034, T = 3/159$).

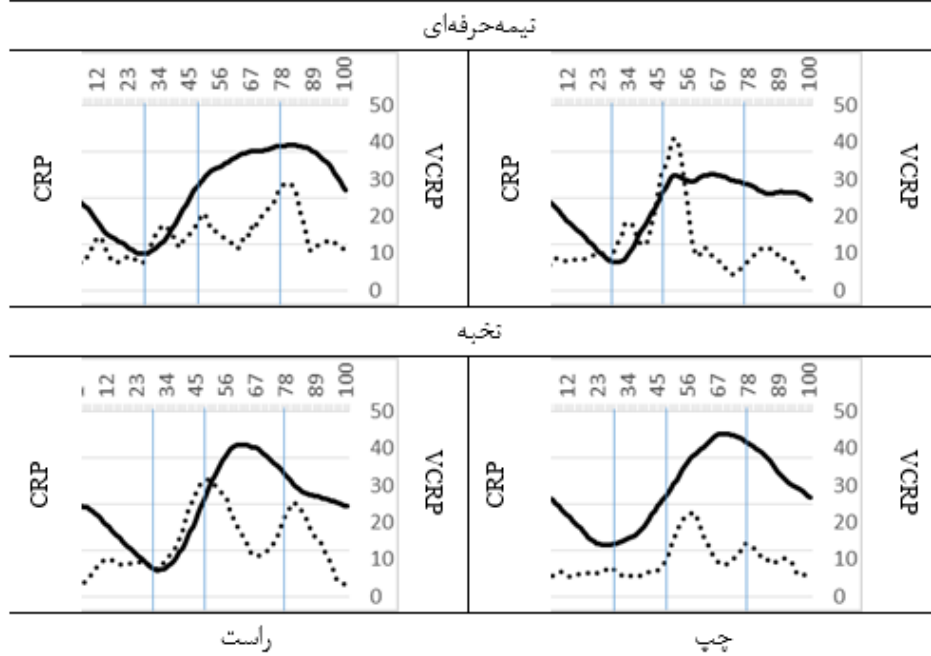
-
1. Shapiro–Wilk test
 2. Independent-Sample T Test
 3. SPSS



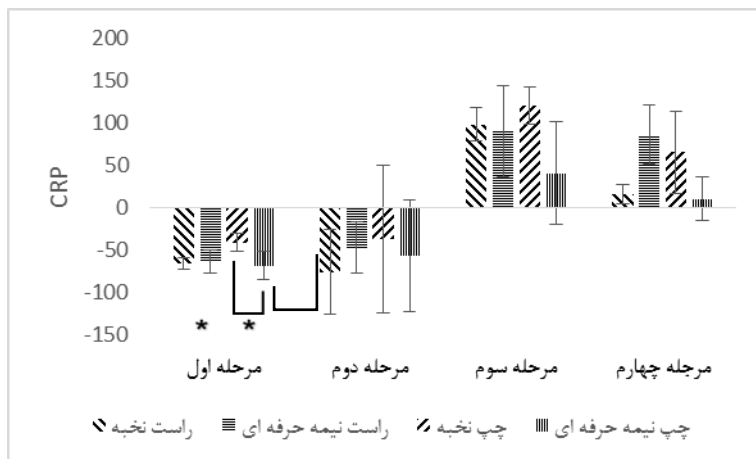
شکل ۴- تغییرپذیری CRP-ESflx

* اختلاف معنادار در سطح معناداری $P \leq 0/05$

در بررسی اختلاف میانگین CRP-ESabd برای دو گروه نخبه و نیمه حرفه ای (شکل شماره شش)، نتایج این پژوهش نشان دهنده اختلاف در سمت چپ مرحله اول ($T = 2/870, P = 0/028$) بود. همچنین، در بررسی اختلاف درون گروهی این متغیر، نتایج پژوهش نشان داد که اختلاف میانگین CRP-ESabd برای سمت چپ و راست گروه نخبه در مرحله نخست دارای تفاوتی معنادار بود ($T = -3/735, P = 0/020$). در بررسی اختلاف درون گروهی میانگین CRP-ESabd برای سمت چپ و راست گروه نیمه حرفه ای در هر چهار مرحله تفاوت معناداری مشاهده نشد. شکل شماره هفت میانگین تغییرپذیری CRP-ESabd را برای دو گروه در چهار مرحله تکنیک پاروکشی نشان داده است. با توجه به نتایج آزمون آماری، تنها اختلاف معنادار در مرحله دوم گروه نخبه بین تغییرپذیری سمت راست و چپ مشاهده شد ($T = 3/682, P = 0/021$).

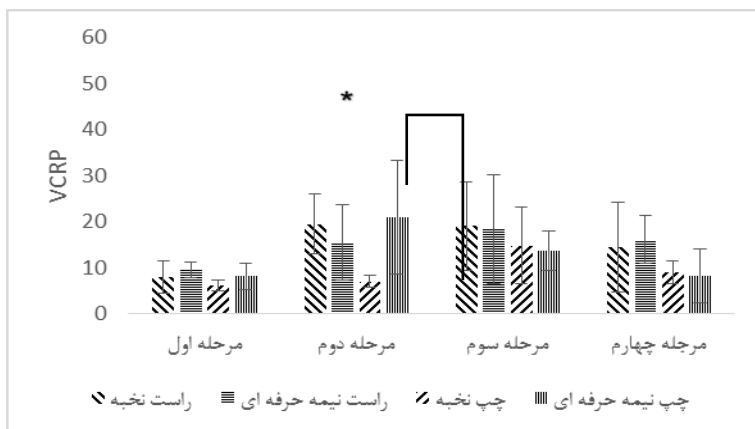


شکل ۵- CRP-ESabd دو طرف بدن (خط ممتد، میانگین و خط چین، تغییرپذیری)



شکل ۶- میانگین CRP-ESabd

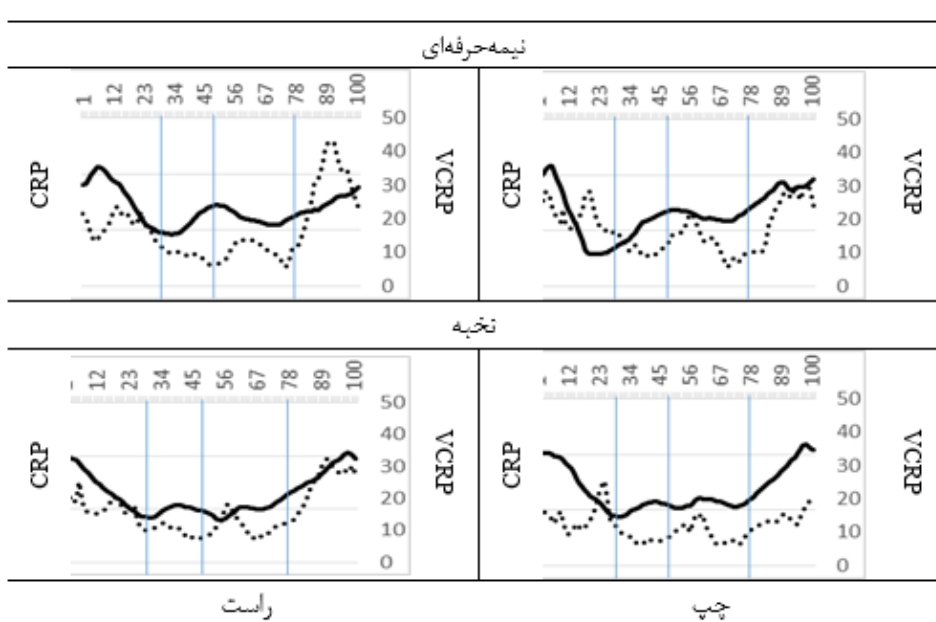
* اختلاف معنادار در سطح معناداری $P \leq 0/05$



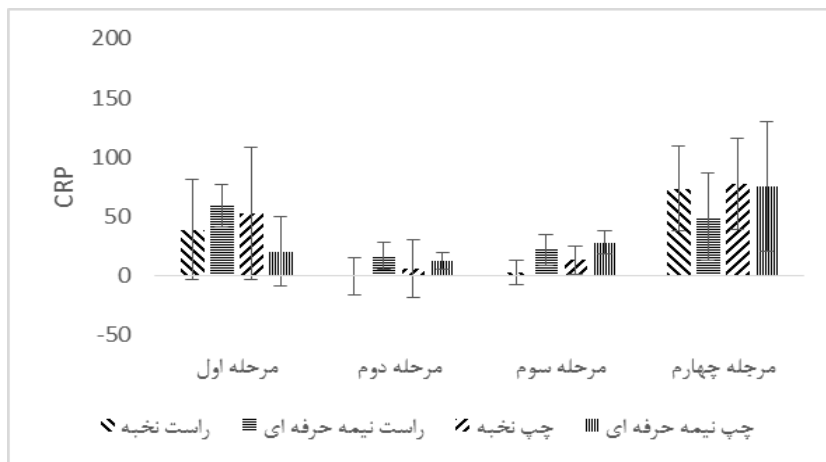
شکل ۷- تغییرپذیری CRP-ESabd

* اختلاف معنادار در سطح معناداری $P \leq 0.05$

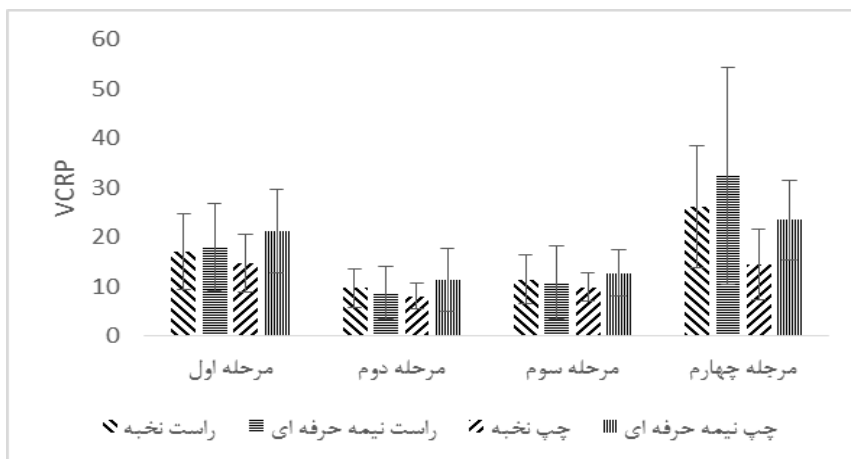
در بررسی اختلاف میانگین CRP-ESrot و تغییرپذیری آن برای دو گروه نخبه و نیمه حرفه‌ای و سمت چپ و راست هر گروه (شکل‌های شماره ۸ و شماره ۱۰) هیچ اختلاف معناداری مشاهده نشد.



شکل ۸- CRP-ESrot دو طرف بدن (خط ممتد، میانگین و خط چین، تغییرپذیری)



شکل ۹- میانگین CRP-ESrot



شکل ۱۰- تغییرپذیری CRP-ESrot

بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی اختلاف‌های موجود در تکنیک پاروکشی کاپاک با توجه کردن به تغییرات فاز نسبی پیوسته زوایای آرنج و شانه بود. در این بخش سعی شده است بحث برای هرکدام از نمودارهای فاز نسبی بیان شود و پس از آن نتیجه کلی بیان گردد. هم‌فاز بودن و غیرهم‌فاز بودن حرکات جفتی مفاصل شانه و آرنج براساس تقسیم‌بندی ارائه شده در ادبیات پیشین در نظر گرفته خواهد شد.

فاز نسبی پیوسته و تغییرپذیری آن در خم کردن آرنج نسبت به خم کردن شانه (CRP-ESflx)

با مراجعه به شکل شماره دو مشاهده می‌شود که شیب نمودار در مرحله اول از چرخه پاروکشی هر دو سمت بدن هر دو گروه منفی است که نشان می‌دهد مفصل پروگزیمال (شانه) حرکت زاویه‌ای سریع‌تری در فضای فازی داشته است (۲۷). براساس تقسیم‌بندی بیان‌شده در مورد CRP (۳۰، ۱۶)، می‌توان نتیجه گرفت که در گروه نیمه‌حرفه‌ای حرکات جفتی خم کردن آرنج و شانه رفتاری نیمه‌هم‌فاز از خود نشان داده‌اند و اختلاف معناداری با گروه نخبه نداشته‌اند. میانگین CRP-ESflx برای گروه نخبه، در مرحله اول نشان‌دهنده نیمه‌هم‌فاز بودن دست راست نسبت به دست چپ بود که رفتاری هم‌فاز داشته است. نتایج آزمون آماری برای متغیر تغییرپذیری در این مرحله نشان داد که باوجود بیشتر بودن میزان تغییرپذیری سمت راست گروه نخبه نسبت به گروه نیمه‌حرفه‌ای و شرایط معکوس در سمت چپ، دو گروه نسبت به هم اختلافی معنادار نداشته‌اند.

شیب نمودار CRP-ESflx در مرحله دوم مثبت است که می‌تواند نشان‌دهنده سرعت بیشتر حرکت آرنج در فضای فازی باشد (شکل شماره دو) (۲۷). با مقایسه میانگین‌های این متغیر می‌توان نتیجه گرفت که به‌جز سمت راست قایق‌رانان نیمه‌حرفه‌ای که رفتاری نیمه‌هم‌فاز نشان داده است، باقی موارد هم‌فاز بوده‌اند. مرحله دوم که مرحله انتقال نام دارد، برای تعویض وظیفه دست از کشنده به هل‌دهنده انجام می‌گیرد که بین دو سمت بدن در گروه نیمه‌حرفه‌ای اختلاف معنادار در میانگین CRP-ESflx مشاهده شد. در مقایسه تغییرپذیری، بین دو گروه اختلاف معناداری مشاهده نشد؛ درحالی‌که در مقایسه بین سمت چپ و راست، در گروه نخبه تفاوت معنادار وجود داشت. آزمودنی‌های شرکت‌کننده در این پژوهش، دست راست را به‌عنوان دست برتر خود معرفی کردند؛ بنابراین، به‌نظر می‌رسد که تغییرپذیری بیشتر در سمت راست گروه نخبه نسبت به سمت چپ بدین دلیل باشد که نخبه‌ها در مرحله انتقال با دادن درجه آزادی بیشتر به مفاصل آرنج و شانه سمت راست، موقعیت پارو را به‌نحوی برای مرحله بعدی که مرحله هل‌دادن است آماده کنند که مفاصل در بهترین موقعیت خود قرار گیرند و انرژی به بهترین نحو ممکن انتقال داده شود و به‌نوعی بار کار در بازوی سمت چپ را کاهش دهند.

در مرحله سوم نیز شیب این نمودار مثبت است که می‌تواند نشان‌دهنده بیشتر بودن سرعت حرکت آرنج در فضای فازی باشد (شکل شماره دو) (۲۷)؛ البته شیب این مرحله نسبت به مرحله قبل کمتر است. بررسی میانگین‌های این مرحله نشان‌دهنده نیمه‌هم‌فاز بودن حرکات جفتی زوایای مفصلی موردنظر است که به مرز غیرهم‌فاز شدن نزدیک هستند. در این مرحله از آزمون، در هیچ‌یک از متغیرهای آزمون اختلاف معناداری مشاهده نشد.

منفی بودن شیب نمودار در مرحله چهارم از چرخه پاروکشی هر دو سمت بدن هر دو گروه در شکل شماره دو نشان دهنده آن است که در این مرحله حرکت خم کردن مفصل شانه در فضای فازی سریع تر است (۲۷). براساس تقسیم بندی بیان شده در مورد CRP (۳۰، ۱۶)، می توان نتیجه گرفت که در هر دو گروه حرکات جفتی این مجموعه نیمه هم فاز هستند. در مرحله چهارم، بین سمت چپ و دو گروه اختلافی معنادار مشاهده شد که به نظر می رسد گروه نخبه نسبت به گروه نیمه حرفه ای تمایل بیشتری به غیرهم فاز شدن داشته اند. با توجه به شیب منفی بیشتر گروه نیمه حرفه ای، به نظر می رسد که حرکات جفتی خم کردن شانه نسبت به خم کردن آرنج در فضای فازی برای گروه نخبه نسبت به گروه نیمه حرفه ای، کندتر باشند.

به طور کلی، در تمام مراحل پاروکشی کایاک، میانگین تغییرپذیری CRP-ESflx در سمت راست گروه نخبه نسبت به سمت چپ بیشتر بوده است و در گروه نیمه حرفه ای این الگو به جز مرحله اول، در مراحل دوم تا چهارم معکوس بوده است. به نظر می رسد که با توجه به برتر بودن اندام سمت راست در تمام آزمودنی ها، کم تر بودن تغییرپذیری در سمت چپ گروه نیمه حرفه ای به دلیل خام بودن حرکت است و این تغییرپذیری نشان دهنده بی ثباتی و یکنواختی حرکت در سمت چپ است. همچنین، کم بودن تغییرپذیری در سمت راست گروه نیمه حرفه ای نسبت به سمت راست گروه نخبه می تواند در نهایت باعث افزایش احتمال آسیب پرکاری در گروه نیمه حرفه ای شود (۲۷).

فاز نسبی پیوسته و تغییرپذیری آن در خم کردن آرنج نسبت به نزدیک کردن شانه (CRP-ESabd)

منفی بودن شیب نمودار CRP-ESabd در مرحله اول از چرخه پاروکشی هر دو سمت بدن هر دو گروه، نشان دهنده آن است که در این مرحله حرکت شانه با سرعت بیشتری در فضای فازی انجام شده است (شکل شماره پنج) (۲۷). میانگین فاز نسبی پیوسته دو طرف هر دو گروه دارای مقادیری است که نشان دهنده حرکات جفتی نیمه هم فاز است (۳۰). در مرحله کشش، اختلاف معنادار میانگین ها در سمت چپ دو گروه و دو طرف بدن گروه نخبه مشاهده می شود. با مراجعه به شکل شماره هفت مشاهده می شود که تغییرپذیری CRP-ESabd در گروه نخبه نسبت به گروه نیمه حرفه ای کمتر است که این امر به نوعی می تواند به دلیل حذف حرکات اضافی جانبی در مفصل شانه باشد که می تواند به حفظ تعادل قایق ران نیز کمک کند. کم تر بودن تغییرپذیری در گروه نخبه با وجود کمک به بهبود تعادل، می تواند در این حرکت مفصل شانه، عوارض آسیب پرکاری به همراه داشته باشد؛ با این حال، به دلیل ماهیت تکنیک کایاک که راستای بیشتر نیروهای تولیدکننده حرکت در سطح ساجیتال است، می توان حدس زد با تغییرپذیری اندک در این مرحله، بار کار در مفصل شانه زیاد شده است؛ اما به دلیل کم تر بودن انتقال نیرو در این سطح احتمال می رود به دلیل نخبگی

سیستم عصبی گروه نخبه، این گروه سعی داشته است بیشترین تغییرپذیری را در راستای اعمال نیرو از خود نشان دهد که این مطلب می‌تواند راه‌حلی برای پیشگیری از آسیب قلمداد شود. شیب نمودار CRP-ESabd در این مرحله دوم مثبت است که می‌تواند نشان‌دهندهٔ بیشتر بودن سرعت حرکت آرنج در فضای فازی باشد (شکل شمارهٔ پنج) (۲۷). بررسی میانگین این متغیر در این مرحله مشخص می‌کند که همهٔ موارد به‌صورت نیمه‌هم‌فاز عمل می‌کنند (۱۶). تغییرپذیری در سمت راست نسبت به چپ افراد نخبه به‌صورت معناداری بیشتر است که این می‌تواند به‌دلیل بیشتر شدن درجهٔ آزادی حرکت با هدف کسب آمادگی بیشتر برای اجرای مرحلهٔ هل‌دادن باشد. در مرحلهٔ سوم، وجود شیب مثبت نشان‌دهندهٔ بیشتر بودن سرعت حرکت آرنج در فضای فازی است و منفی بودن شیب نمودار نشان‌دهندهٔ آن است که سرعت حرکت شانه در فضای فازی بیشتر است (شکل شمارهٔ پنج) (۲۷). همچنین، میانگین هر گروه در بازهٔ نیمه‌هم‌فاز واقع شده است. تغییرپذیری در دو گروه الگویی مشابه داشته است و در دو گروه سمت چپ کمتر از سمت راست بوده است؛ با این حال، در هیچ‌یک از سطوح آزمون آماری اختلاف معناداری مشاهده نشد. در مرحلهٔ چهارم، شیب نمودار سمت راست گروه نیمه‌حرفه‌ای و دو طرف گروه نخبه منفی بود که نشان‌دهندهٔ حرکت سریع‌تر مفصل شانه در فضای فازی است؛ در حالی که در مورد سمت چپ گروه نیمه‌حرفه‌ای، شیب نمودار مثبت است که می‌تواند نشانهٔ حرکت سریع‌تر مفصل آرنج در فضای فازی باشد (شکل شمارهٔ پنج) (۲۷). شایان ذکر است که شیب سمت چپ گروه نیمه‌حرفه‌ای نزدیک به صفر است که می‌تواند نشان‌دهندهٔ تغییرات اندک دو مفصل نسبت به هم باشد. مقایسهٔ میانگین‌ها نیز نشان داد که سمت چپ نیمه‌حرفه‌ای و سمت راست نخبه از الگویی هم‌فاز پیروی کرده‌اند؛ در حالی که دو مورد دیگر الگویی نیمه‌هم‌فاز از خود نشان داده‌اند. همچنین، مقایسهٔ آماری میانگین‌ها نشان داد که اختلاف معناداری در مقایسهٔ بین‌گروهی و درون‌گروهی وجود ندارد. تغییرپذیری در این مرحله مشابه با مرحلهٔ سوم بود؛ با این تفاوت که میزان تغییرپذیری سمت راست گروه نخبه کمتر از گروه نیمه‌حرفه‌ای بود.

فاز نسبی پیوسته و تغییرپذیری آن در خم کردن آرنج نسبت به چرخش شانه (-CRP) (ESrot)

در مرحلهٔ اول از چرخهٔ پاروکشی هر دو سمت بدن هر دو گروه، شیب نمودار CRP-ESrot منفی است که نشان‌دهندهٔ سرعت بیشتر چرخش شانه در فضای فازی است (شکل شمارهٔ هشت) (۲۷). میانگین گروه نیمه‌حرفه‌ای در سمت راست نیمه‌هم‌فاز است؛ در حالی که سمت چپ رفتاری هم‌فاز از خود نشان داده است. گروه نخبه در دو طرف بدن رفتاری نیمه‌هم‌فاز از خود نشان داده‌اند. در مرحلهٔ کشتش تکنیک کایاک، چرخش داخلی بازو با چرخش افقی تنه همراه است که یکی از حرکات

کمک‌کننده برای تولید نیروی پیش‌ران است. از آنجایی که عضلاتی همچون عضلات تحت‌کتفی، گرد بزرگ، پشتی بزرگ، سینه‌ای بزرگ و دالی قدامی در اجرای این حرکت نقش دارند، این مطلب می‌تواند اهمیت این حرکت را نشان دهد.

شیب مثبت نمودار در مرحله دوم می‌تواند نشان‌دهنده افزایش سرعت حرکت آرنج در فضای فازی باشد که در گروه نیمه‌حرفه‌ای این شیب مثبت مشاهده می‌شود؛ درحالی‌که درمورد گروه نخبه، شیب نزدیک به صفر است و مقدار کمی دارد و نشان‌دهنده این است که دو مفصل در حال نمایش حرکت جفتی با سرعت نسبی نزدیک به صفر هستند (شکل شماره هشت) (۲۷). با بررسی تغییرات زاویه‌ای خم‌کردن آرنج و چرخش داخلی شانه مشاهده می‌شود که به‌طور کلی تغییرات زاویه‌ای یادشده، در مراحل دوم و سوم از الگوی مشابهی پیروی می‌کنند که این تشابه در گروه نخبه بیشتر بوده است. بررسی میانگین CRP-ESrot در مرحله دوم نیز نشان می‌دهد که حرکات جفتی خم‌کردن آرنج و چرخش خارجی شانه هم‌فاز بوده‌اند (۳۰).

در مرحله سوم، شیب نمودار سمت راست گروه نیمه‌حرفه‌ای منفی بود که این نشان‌دهنده بیشتربودن سرعت حرکت مفصل شانه در فضای فازی است؛ درحالی‌که در سه مورد دیگر، شیب نمودار مثبت است که می‌تواند نشانه بیشتربودن سرعت مفصل شانه در فضای فازی باشد (شکل شماره هشت). لازم است توضیح داده شود که مقدار شیب در همه موارد نزدیک به صفر است که می‌تواند نشان‌دهنده حرکات جفتی با سرعت نسبی نزدیک به صفر باشد (۲۷). مقایسه میانگین‌ها نیز نشان‌دهنده هم‌فازبودن حرکات جفتی در این مرحله است. در این مرحله که هل‌دادن اتفاق می‌افتد، حرکت بازکردن آرنج با حرکت چرخش خارجی شانه همراه است. عضلات چرخاننده خارجی مفصل شانه قدرت کمتری نسبت به عضلات چرخاننده داخلی دارند و بیشتر مستعد ابتلا به آسیب‌پرکاری هستند (۳۲، ۹)؛ بنابراین، به‌نظر می‌رسد که گروه نخبه در این مرحله نیز با نشان‌دادن تغییرپذیری بیشتر در سمت راست می‌تواند به شکل مؤثرتری با ابتلا به آسیب‌پرکاری مقابله کنند.

در مرحله چهارم، شیب مثبت نمودار CRP-ESrot می‌تواند نشان‌دهنده سرعت بیشتر مفصل آرنج در فضای فازی باشد. در گروه نیمه‌حرفه‌ای، این شیب مثبت نزدیک به صفر است و مقدار کمی دارد که نشان‌دهنده این است که حرکات مفاصل با سرعت نسبی نزدیک به صفر انجام می‌شوند (۲۷). بررسی میانگین CRP-ESrot در هر طرف دو گروه، الگویی نیمه‌هم‌فاز دارد. تغییرپذیری در هر چهار مورد مقادیر بالایی دارد که ممکن است به‌دلیل بالا بودن درجه آزادی حرکت در این مرحله باشد.

نتایج پژوهش‌های پیشین در حوزه بررسی الگوی CRP نشان داده است که بیشتر بودن تغییرپذیری CRP می‌تواند نشانه‌ای از بلوغ بیشتر سیستم عصبی-عضلانی باشد که به ورزشکار کمک می‌کند برای غلبه بر شرایط غیرقابل پیش‌بینی، تکنیک خود را به‌گونه‌ای تغییر دهد که بدون کمترین اتلاف انرژی به هدف اصلی خود برسد (۳۱). با توجه به مباحث ذکر شده می‌توان نتیجه گرفت که در مرحله اول که بیشترین انتقال نیرو وجود دارد، درجه آزادی حرکات پارو به‌دلیل وجود نیروی مقاوم ارگومتر اندکی کاهش می‌یابد. در این مرحله، گروه نخبه با داشتن تغییرپذیری بیشتر در متغیر CRP-ESflx-R نشان داد که نقشه حرکتی مناسب‌تری برای غلبه بر نیروی مقاوم دارد. به‌طور کلی، گروه نخبه در CRP-ESabd، CRP-ESrot و CRP-ESflx سمت راست تغییرپذیری بیشتری نسبت به سمت چپ از خود به‌نمایش گذاشته است؛ درحالی‌که در گروه نیمه‌حرفه‌ای الگوی تغییرات نامنظم بوده است و در بعضی موارد، سمت چپ تغییرپذیری بیشتری نسبت به سمت راست داشته است. با توجه به این نکته که اندام برتر آزمودنی‌های شرکت‌کننده در این پژوهش سمت راست بوده است، به‌نظر می‌رسد که تغییرپذیری بالای سمت راست نسبت به چپ در گروه نخبه، به‌دلیل پختگی الگوی پاروکشی سمت راست است و درواقع، گروه نخبه با داشتن برنامه‌های حرکتی متنوع در سمت راست، از آسیب‌پرکاری پیشگیری می‌کند؛ درحالی‌که بالابودن تغییرپذیری سمت چپ در گروه نیمه‌حرفه‌ای به‌دلیل غیربرتر بودن این سمت، احتمالاً نشان‌دهنده خام‌بودن الگوی پاروکشی سمت چپ است و احتمالاً در این گروه احتمال مواجهه با آسیب‌پرکاری سمت راست بیشتر به‌نظر می‌رسد.

در مطالعه ادبیات پیشین، مطالعه‌ای که به بررسی فاز نسبی پیوسته اندام فوقانی قایقرانان کایاک پرداخته باشد، مشاهده نشد و پیش‌ازاین، بررسی‌های سینماتیکی انجام‌شده روی ورزشکاران رشته کایاک، محدود به بررسی دامنه زوایای مفصلی، سرعت زاویه‌ای مفاصل و دامنه پاروکشی شده‌اند. با توجه به اهمیت مطالعات غیرخطی در حرکات ورزشی که ماهیتی چندبعدی با درجه آزادی بالایی دارند، به‌نظر می‌رسد که استفاده از متغیرهایی نظیر فاز نسبی پیوسته می‌تواند اطلاعات مفیدی را در مورد تکنیک ورزشی به پژوهشگران ارائه دهد. در این پژوهش نیز با استفاده از متغیر فاز نسبی پیوسته و تغییرپذیری آن سعی شد تکنیک کایاک قایقرانان بررسی شود و با استفاده از کاربرد این متغیرها در شناخت عوامل خطرزای آسیب، مراحل از پاروکشی کایاک که می‌توانند مستعد بروز آسیب باشند، شناسایی شوند. همچنین، براساس نتایج این پژوهش می‌توان با استفاده از بررسی الگوی فاز نسبی پیوسته، به پختگی تکنیک یک قایقران رشته کایاک پی برد که می‌تواند در مراحل آماده‌سازی ورزشکاران برای مسابقات، مریدان این رشته آن را به‌کار برند.

منابع

1. Limonta E, Squadrone R, Rodano R, Marzegan A, Veicsteinas A, Merati G, et al. Tridimensional kinematic analysis on a kayaking simulator: Key factors to successful performance. *Sport Sci Health*. 2010;6(1):27–34.
2. Kendal SJ, Sanders RH. The technique of elite flatwater kayak paddlers using the wing paddle. *Int J Sport Biomech*. 1992;8(3):233–50.
3. Ong K, Elliott B, Ackland T, Lyttle A. Performance tolerance and boat set-up in elite sprint Kayaking. *Sport Biomech*. 2006;5(1):77–94.
4. Baker J, Rath D, Sanders R, Kelly B. A three-dimensional analysis of male and female elite sprint kayak paddlers. *ISBS-conference proceedings archive*. Michigan: International Society of Biomechanics in Sports; 1999.
5. Vaquero-Cristóbal R, Alacid F, López-Plaza D, Muyor JM, López-Miñarro PA. Kinematic variables evolution during a 200-m maximum test in young paddlers. *J Hum Kinet*. 2013;38:15–22.
6. Mann R V, Kearney JT. A biomechanical analysis of the Olympic-style flatwater kayak stroke. *Med Sci Sports Exerc*. 1979;12(3):183–8.
7. Alacid F, López-Miñarro PA, Vaquero R. Speed and cycle frequency of young paddlers in 1000m races. *Rev Kronos*. 2010;9(17).
8. Bondarenko KK, Khikhlukha DA, Bondarenko AE, Shilko S V. Effect of muscle exhaustion on kinematics of kayak rowing. *Russian J Biomech*. 2010;14(1):47–54
9. Wassinger CA, Myers JB, Sell TC, Oyama S, Rubenstein EN, Lephart SM. Scapulohumeral kinematic assessment of the forward kayak stroke in experienced whitewater kayakers. *Sport Biomech*. 2011;10(02):98–109.
10. López CL, Serna JR. Quantitative analysis of kayak paddling technique: Definition of an optimal stroke profile. *Rev Andal Med Deporte*. 2011;4(3):91-95
11. 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.
12. Miller RH, Meardon SA, Derrick TR, Gillette JC. Continuous relative phase variability during an exhaustive run in runners with a history of iliotibial band syndrome. *J Appl Biomech*. 2008;24(3):262–70.
13. Haddad JM, van Emmerik REA, Wheat JS, Hamill J, Snapp-Childs W. Relative phase coordination analysis in the assessment of dynamic gait symmetry. *J Appl Biomech*. 2010;26(1):109–13.
14. Hein T, Schmeltzpfenning T, Krauss I, Maiwald C, Horstmann T, Grau S. Using the variability of continuous relative phase as a measure to discriminate between healthy and injured runners. *Hum Mov Sci*. 2012;31(3):683–94.
15. Gittoes M, Applied CW-J. Intralimb joint coordination patterns of the lower extremity in maximal velocity phase sprint running. *J Hum kinet*. 2010;26(2):188–195.
16. Seifert L, Leblanc H, Chollet D, Delignières D. Inter-limb coordination in swimming: effect of speed and skill level. *Hum Mov Sci*. 2010;29(1):103–13.
17. 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.

18. Burgess-Limerick R, Abernethy B, Neal RJ. Relative phase quantifies interjoint coordination. *J Biomech.* 1993;26(1):91–4.
19. Hamill J, van Emmerik REA, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clin Biomech.* 1999;14(5):297–308.
20. Hurmuzlu Y, Basdogan C, Carollo JJ. Presenting joint kinematics of human locomotion using phase plane portraits and Poincare maps. *J Biomech.* 1994;27(12):1495–9.
21. Seay JF, Van Emmerik REA, Hamill J. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clin Biomech.* 2011;26(6):572–8.
22. Hamill J, Palmer C, Van Emmerik REA. Coordinative variability and overuse injury. *Sport Med Arthrosc Rehabil Ther Technol.* 2012;4(1):45–53.
23. 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.
24. Floria P, Sanchez-Sixto A, Ferber R, Harrison AJ. Gait Coordination Variability between Trained Runners and Non-Runners. In: *ISBS-Conference Proceedings Archive.* Tsukuba: International Society of Biomechanics in Sports. 2016.
25. 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.
26. Hamill J, Haddad JM, Van Emmerik REA. Using coordination measures for movement analysis. *ISBS-Conference Proceedings Archive.* 2005.
27. Stergiou N. Innovative analyses of human movement. Cloth: *Human Kinetics* Champaign, IL; 2004. p. 176.
28. 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):430–437.
29. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research methods in biomechanics*, 2E. New York: Human Kinetics; 2013. p. 303.
30. Cusack WF, Patterson R, Thach S, Kistenberg RS, Wheaton LA. Motor performance benefits of matched limb imitation in prosthesis users. *Exp Brain Res.* 2014;232(7):2143–54.
31. Van Emmerik REA, Den Brinker B, Vereijken B, Whiting HTA. Preferred tempo in the learning of a gross cyclical action. *Q J Exp Psychol Sect A.* 1989;41(2):251–62.
32. Hagemann G, Rijke AM, Mars M. Shoulder pathoanatomy in marathon kayakers. *Br J Sports Med.* 2004;38(4):413–7.

استناد به مقاله

بقایان مهدی، اسلامی منصور، عباسی علی، خالقی تازجی مهدی، حسینی نژاد سیداسماعیل. مقایسه هماهنگی و تغییرپذیری مفاصل اندام فوقانی در پاروکشی کایاک مردان جوان نیمه حرفه‌ای و نخبه. مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۷؛ ۱۰(۲۴)، ۲۴-۱۰۳. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2019.6371.1333

Baghaeian M, Eslami M, Abbasi A, Khaleghi Tazji M, Hosseini Nejad S. E. Comparison of Upper Extremity Joints Coordination and its Variability in Kayak Paddling Technique of Elite and Intermediate Young Males. Fall & Winter 2019; 10 (24): 103-24. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2019.6371.1333

Comparison of Upper Extremity Joints Coordination and its Variability in Kayak Paddling Technique of Elite and Intermediate Young Males

M. Baghaeian¹, M. Eslami², A. Abbasi³, M. Khaleghi Tazji³,
S. E. Hosseini Nejad⁴

1. Ph.D. Student in Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran
2. Associate Professor in Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Mazandaran University, Mazandaran
3. Assistant Professor in Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran*
4. Assistant Professor in Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Mazandaran University, Mazandaran

Received Date: 2018/09/11

Accepted Date: 2019/03/16

Abstract

The aim of this study was to compare the coordination and variability of upper limb joints in elite and intermediate young men during Kayak paddling technique. Eight young Kayak paddlers were classified into two elite and intermediate groups. After dividing the stroke cycle into four phases, the mean and variability of continuous relative phase were calculated for each phase. The results of the independent t-test for coordination of joints between the two groups showed significant differences in the shoulder and elbow flexion on the left side in fourth phase and elbow flexion and shoulder abduction at left side in first phase. According to the results, in the all phase, the elite group variability was more in right side than the left, while the intermediate group variability has Irregular patterns. Generally, comparison Continuous Relative Phase and its Variability between elite and intermediate Kayak paddler showed no significant differences.

KeyWords: Kayak, Paddling, Continuous Relative Phase, Variability

* Corresponding Author

Email: Abbasi.bio@gmail.com