اثر خستگی ایزومتریک اندام فوقانی بر ساختار پویای غیرخطی نوسان قامتی ایستادن افراد عادی و ورزشکار

کامران شاهدوست[۱]✉، سعید ارشم[۲]، مهدی زمانیان[۲]

۱. کارشناسی ارشد رفتار حرکتی دانشگاه خوارزمی

۲. استادیار دانشگاه خوارزمی

تاریخ دریافت مقاله:۹۳/۱۱/۲۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۴/۳/۱۱

چکیده

هدف: عملکرد تکالیف قامتی توسط برخی محدودیت‌های فیزیولوژیکی مانند نوفه ناشی از خستگی به خطر می‌افتد. هدف از این مطالعه بررسی اثر سطوح خستگی بر ساختار پویای تغییرپذیری نوسانات قامتی افرادی با سطوح متفاوت فعالیت جسمانی بود. **روش تحقیق:** روش تجزیه‌وتحلیل کمی بازپیدایی (RQA) جهت مقایسه ساختار پویای غیرخطی نوسانات قامتی سه گروه دانشجویان (۱۲نفر)، تیراندازان مبتدی (۶ نفر) و ماهر (۶ نفر) پس از اعمال خستگی ایزومتریک بکار رفت. از پارامتر میانه حوزه فرکانس داده‌های الکترومیوگرافی و مقیاس ادراک خستگی بورگ به‌عنوان شاخص خستگی استفاده گردید. برای تعیین اثر شدت‌های خستگی بر متغیرهای تغییرپذیری سه گروه از تحلیل واریانس با اندازه‌های مکرر استفاده شد. **یافته‌ها**: نتایج نشان داد که خستگی اثر معنی‌داری بر ارزش دامنه کلی تغییرپذیری داشت درحالی‌که مقادیر درصد بازپیدایی، درصد ساختار و روند ۳ گروه به طور معنی‌داری از ۷۰ درصد خستگی افزایش یافت. **نتیجه‌گیری:** ظاهراً عملکرد همسان از طریق استراتژی تغییرپذیری جبرانی پارامترهای حرکتی ایجاد می‌شود و این اثر تحت تأثیر سطح فعالیت جسمانی قرار نمی‌گیرد. با این حال اثر اصلی گروه نشان‌دهنده سازگاری بیشتر ورزشکاران ماهر هنگام مواجه با خستگی برای حفظ عملکرد مطلوب است.

کلید واژه‌ها: افراد عادی، تغییرپذیری حرکتی، خستگی، ساختار غیرخطی، نوسانات قامتی، ورزشکاران

The effect of Isometrice Fatigue levels on postural sway nonlinear structure of individuals with different levels of physical activity

Abstract

The performance of postural tasks jeopardized consistency by some of the physiological constraints such as noise induced fatigue. The purpose of this study was to investigate the effect of fatigue levels on postural sway variability dynamic structure of people with different levels of physical activity. Method: recurrence quantification analysis (RQA) was used to compare the nonlinear dynamic structure of postural sway in three groups of students (n = 12), novice shooters (n = 6) and Skilled shooters (n = 6) after isometric fatigue. The frequency domain median parameter of EMG data and Borg scale of perceived fatigue was used as an indicator of fatigue. Analysis of variance with repeated measures was used to determine the effect of fatigue on the variability variables of the three groups. The results showed that fatigue had significant effect on the value of the total variability, while the values of recurrence rate, deterministic structure and trend of 3 groups significantly increased from percent 70 of fatigue. Conclusion: It seems that Consistent performance is created through compensatory variability strategy of **motor** Parameters and this effect will not be influenced by the level of physical activity. However, the main effect of group is indicative of more adaptability of the skilled athletes in the face of fatigue to maintain optimal performance.

Key words: athletes, fatigue, motor variability, Nonlinear structure, Ordinary people, postural sway

✉ **نویسنده مسئول:** کامران شاهدوست

نشانی: تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی

پست الکترونیک: k.shahdost@yahoo.com

مقدمه

کنترل ظریف قامت به‌عنوان یکی از مهم‌ترین مؤلفه‌های عملکرد صحیح در بسیاری از فعالیت‌ها شناخته شده است که سازمان‌دهی آن به طرح بدنی[1] یعنی بازنمایی بدن در فضا بستگی دارد. این بازنمایی درونی از طریق فرآیند یادگیری حاصل می‌شود اما به عواملی مانند اطلاعات حسی و شناختی نیز نیاز دارد (۱). عملکرد تکالیف قامتی و فعالیت‌هایی که نیازمند همسانی هستند توسط برخی از محدودیت‌های فیزیولوژیکی مانند حرکات غیرارادی به خطر می‌افتد. برخی از این حرکات، لرزش فیزیولوژیکی هستند که سبب ایجاد نوفه[2] به‌عنوان شاخصی از تغییرپذیری[3] در نتایج کارکرد سیستم حرکتی می‌شوند. از جمله عواملی که به‌صورت بالقوه بر میزان لرزش قامت[4] و دقت عملکرد تکالیف حرکتی اثر می‌گذارد خستگی است. خستگی عضلانی از طریق اثرگذاری بر کیفیت اطلاعات حسی (خستگی محیطی) و دستور حرکتی (خستگی مرکزی) بر تعدیلات کنترل قامت اثر می‌گذارد. خستگی موضعی بالاتنه نیز از طریق کاهش دامنه رفلکس، افزایش لرزش قامتی و تغییر طرح بدنی یا کاهش حس جهت‌یابی موجب نوسانات سیستم عصبی عضلانی شده و به‌صورت تغییرات قدرت عضلانی و کاهش کنترل سیستم قامت نمایان می‌شود (۲،۳).

مطابق با نظریه سیستم‌های پویا، تغییرپذیری یکی از معمولی‌ترین ویژگی‌های حرکت انسان و به‌عنوان تغییراتی عادی که در طی اجرای مکرر یک تکلیف حرکتی رخ می‌دهد توصیف می‌شود. این تصور وجود دارد که تغییرپذیری برای سازمان‌دهی و اجرای حرکت مفید و برای انتخاب الگوهای حرکت منعطف و سازگار با نیازهای تکلیف در طی اجرا ضروری باشد. تغییرپذیری حرکت انسان را می‌توان در سطوح مختلف کنترل به‌وسیله ابزارهای خطی که مقدار تغییرپذیری و اندازه‌گیری‌های غیرخطی که ساختار تغییرپذیری را محاسبه می‌کنند، بررسی کرد (۴). نتایج حاصل از تجزیه‌وتحلیل‌های غیرخطی می‌توانند اطلاعات مهمی در مورد نظم و پیچیدگی سیستم حرکتی ارائه دهند. این اعتقاد وجود دارد که از بین روش‌های غیرخطی بکار رفته برای بررسی ساختار پویای نوسانات قامتی، روش تجزیه‌وتحلیل کمی بازپیدایی (RQA)[5] به دلیل ارائه اطلاعات مفید درباره نظم سری‌های زمانی مرکز فشار بر اساس درصد بازپیدایی[6] و ساختار رفتار[7]، پیچیدگی و بی‌ثباتی سیستم بر مبنای آنتروپی[8] و روند[9]، نسبت به سایر روش‌ها دارای برتری است. همچنین این روش نیازمند هیچ‌گونه پیش‌نیازی مانند ثابت بودن میزان داده‌ها، توزیع آماری مشخص و اندازه خاصی از داده‌های سری زمانی نیست و به‌وسیله وقوع فرآیند انتقال، داده‌های پرت و نوفه تحت تأثیر قرار نمی‌گیرد (۵،۶).

اغلب، تغییرات کنترل قامت در زمان خستگی عمومی و موضعی عضلاتی مانند بازکننده‌های گردن (۷)، تنه (۸)، ران و قوزک پا (۹) در طی آزمون‌های پویا و ایستا به روش خطی (میزان جابجایی، سرعت و منطقه نوسان) بررسی شده است. از طرف دیگر، مطالعاتی که از ابزارهای غیرخطی در تکلیف کنترل قامت استفاده کرده‌اند ساختار نوسانات را در جامعه‌های متفاوت (سالم و دارای اختلال) و تحت دستکاری متغیرهایی مانند دشواری تکلیف (تکالیف ثانویه) بررسی کرده‌اند (۱۰،۲). ازاین‌رو اطلاعات کمی در مورد مسئله تغییرپذیری نوسانات قامتی تحت شرایط خستگی و عملکرد سایر تکالیفی که مستلزم حفظ کنترل قامت هستند وجود دارد. اینکه در حضور خستگی اندام تأثیرگذار بر ثبات قامتی چه تغییراتی در مؤلفه‌های تغییرپذیری مانند نظم، پیچیدگی و بی‌ثباتی سیستم کنترل قامت افراد اتفاق می‌افتد و چنین تغییراتی نمایانگر چه شاخصی هستند نیاز به بررسی و مطالعه دارد. طبق دیدگاه سیستم‌های پویا برای بررسی رابطه تغییرپذیری با عملکرد، فرضیه‌های سطوح کنترل نشده[10]، سطوح کنترلی معادل[11] و فرضیه تغییرپذیری جبرانی[12] برحسب تعداد مؤلفه‌های تحت مطالعه پیشنهاد شده‌اند. در این میان فرضیه تغییرپذیری جبرانی ادعا می‌کند که ایجاد آشفتگی در سیستم حرکتی موجب افزایش تغییرپذیری در پارامترها برای حفظ عملکرد می‌شود (۱۲،۱۱).

مطالعات اخیر در مورد کنترل قامت نشان داده‌اند که تغییرپذیری نوسانات قامتی در طی ایستادن ممکن است اطلاعات با ارزشی در مورد تغییرات کنترل قامت ناشی از متغیرهای سن، آسیب، مهارت و نوع تکلیف ارائه دهد (۱۳). بنابراین، مکانیسم تأثیرپذیری تغییرپذیری حرکتی ناشی از خستگی ممکن است با تغییرات استراتژی حرکتی و تکنیکی یا به‌نوعی سطح مهارت یا تمرین ورزشی مرتبط باشد. درک این نکته که اثرات این مکانیسم‌ها به‌نوعی به سطح تمرین یا مهارت ورزشی افراد بستگی دارد یا نه ضرورت دارد. از دیدگاه تحقیقات پایه نوع تغییرات

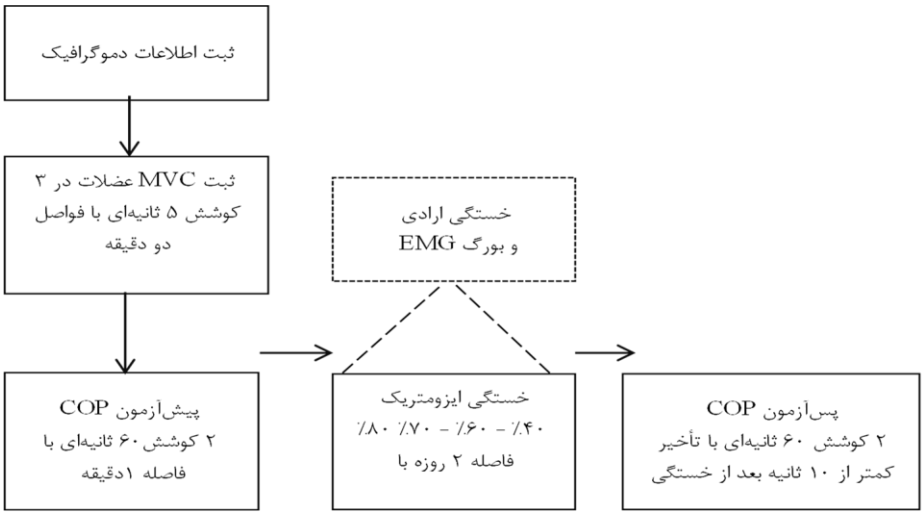
1. Body scheme
2. Noise
3. Variability
4. Postural tremor
5. Recurrence quantification analysis (RQA)
6. percent Recurrence
7. percent Determinism
8. Entropy
9. Trend
10. Uncontrolled Manifold Hypothesis (UCM)
11. Equivalent Manifold Hypothesis (GEM)
12. Compensatory Variability Hypothesis

متغیرهای کنترلی وابسته به مهارت، درک مکانیسم‌های نروفیزیولوژیکی زیربنای کنترل حرکتی را ممکن می‌سازد. از طرف دیگر از آنجایکه نوع خستگی می‌تواند معرف تغییرات خاصی در سازمان‌دهی عملکرد حرکتی باشد این نکته در استفاده از این الگو ضروری است که اثر خستگی موضعی ایزومتریک را به‌صورت واضح بررسی کنیم تا اثرات آن‌ها را بر ساختار غیرخطی نوسانات قامتی ارزیابی کنیم (۱۵،۱۴). نشان دادن اندازه‌هایی مانند ساختار و کیفیت تغییرپذیری توسط ابزارهای غیرخطی، دانشی در مورد چگونگی سازمان‌دهی عصبی کنترل حرکتی در هنگام مواجه با محدودیت‌هایی فردی مانند خستگی جسمانی و محدودیت‌هایی تکلیفی مانند تکالیف فوق قامتی فراهم می‌کند. بنابراین این موارد سؤالات مهمی هستند زیرا تعاملات موجود بین محدودیت‌های شکل‌دهنده مهارت‌ها را نشان می‌دهند. برای مثال پیش‌بینی می‌شود که تغییر نظم و پیچیدگی نوسانات قامتی برای عملکرد حداکثری مهم باشد که در آن شرایط هرگونه سازگاری حرکتی افزایش می‌یابد. ازاین‌رو هدف مطالعه حاضر تعیین اثر خستگی موضعی اندام فوقانی بر تغییرپذیری نوسانات قامتی دانشجویان و ورزشکاران مبتدی و ماهر است.

روش پژوهش

تحقیق حاضر از نوع آزمایشی، با طرح پیش‌آزمون ـ پس‌آزمون بدون گروه کنترل و روش تحقیق بالینی بود. آزمودنی‌های تحقیق سه گروه دانشجویان (۱۲ نفر) با حداکثر ۳ ساعت فعالیت ورزشی در هفته، تیراندازان مبتدی (۶ نفر) با ۱ سال سابقه فعالیت در سطح باشگاهی و تیراندازان ماهر (۶ نفر) با حداقل ۴ سال سابقه فعالیت حرفه‌ای و تجربه شرکت در مسابقات کشوری بودند. دانشجویان به روش نمونه‌گیری تصادفی ساده و تیراندازان به‌صورت داوطلب در این مطالعه حضور یافتند و در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه خوارزمی تحت مداخله پژوهشی قرار گرفتند. مبنای انتخاب آزمودنی‌ها مردان دامنه سنی بین ۲۸- ۲۰ سال، فقدان مشکلات عصبی ـ عضلانی و درد در ناحیه شانه و گردن (بر مبنای اظهارنظر آزمودنی‌ها) بود.

فعالیت جسمانی عادتی آزمودنی‌ها با استفاده از پرسشنامه بین‌المللی فعالیت جسمانی[1] (IPAQ) در طول هفت روز هفته ارزیابی شد. با استفاده از این پرسشنامه (فرم بلند) سه نوع فعالیت ویژه شامل راه رفتن، فعالیت با شدت متوسط و فعالیت شدید در چهار بعد فراغت، کار منزل، شغل و رفت‌وآمد محاسبه می‌شود. براساس پروتکل بین‌المللی پرسشنامه، داده‌های جمع آوری شده را می‌توان به‌عنوان یک امتیاز کلی برحسب مجموع طول مدت (زمان به دقیقه) و تعداد تکرار (روزهای هفته) گزارش داد. فقیه ایمانی و همکاران (۲۰۱۰) و کلیشادی و همکاران (۲۰۱۰) تجانس درونی نسخه فارسی این پرسشنامه را به ترتیب ۰/۸۹ و ۰/۷۱ گزارش نموده‌اند (۱۷،۱۶). به‌منظور ارزیابی ترکیب بدن آزمودنی‌ها، قد و وزن به‌علاوه چربی زیرپوستی در سه نقطه بدن (در نقطه میانی پشت بازو، زیر کتف و فوق خاصره) و از سمت راست با استفاده از کالیپر اندازه‌گیری شد.



شکل ۱. روش اجرایی

1. International Physical Activity Questionnaire (IPAQ)

برای به دست آوردن حداکثر انقباض ارادی[1] و اجرای پروتکل خستگی ایزومتریک از دینامومتر عضلانی بایودکس استفاده شد. پس از آموزش نحوه استفاده از دینامومتر دستی، حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات سه سر بازویی راست، دلتوئید چپ و ذوزنقه راست در وضعیت استاندارد ارزیابی شد (۱۸). بیشترین دامنه به دست آمده از کوشش‌های انجام‌شده نمایانگر حداکثر انقباض ارادی عضلات انتخاب‌شده فرد بود که با توجه به داده‌های الکترومیوگرافی به‌عنوان درصد حداکثر انقباض بیشینه نرمال‌سازی شدند. ترتیب اعمال خستگی عضلات به‌صورت تصادفی در بین آزمودنی‌ها تقسیم شد و در طول هیچ‌یک از کوشش‌ها بازخورد شفاهی به آزمودنی داده نشد (۱۸).

از داده‌های الکترومیوگرافی[2] (مدل MIE با ۸ کانال تلمتری ــ انگلستان) و مقیاس ادراک خستگی بورگ ده ارزشی[3] به‌عنوان شاخص خستگی استفاده شد. یک نسخه چاپی از این مقیاس در مقابل دید آزمودنی‌ها بروی دیوار نصب و از آن‌ها خواسته شد تا مطابق با دشواری تکلیف ارزشی را گزارش کنند. ارزیابی مدل شاخص خستگی الکترومیوگرافی و مقیاس بورگ با استفاده از سه مدل لگاریتمی، درجه دوم و نمایی ۸۰/ <R به دست آمده است. بنابراین مدل معتبری برای سنجش خستگی محسوب می‌شود. جابجایی زاویه‌ای مرکز فشار[4] با استفاده از سکوی نیرو (مدل MIE انگلستان ـ ۵۰۰Hz) در دو محور میانی جانبی[5] و قدامی خلفی[6] ثبت گردید. آزمون با پای برهنه، دست‌ها در کنار بدن، سر در حالت مستقیم و با چشم باز انجام شد. برای اطمینان از ثابت بودن مکان پاها در سرتاسر جلسات آزمون، نقشه آن‌ها بروی دستگاه سکوی نیرو رسم شد (۱۹).

سیگنال‌های الکترومیوگرافی با سرعت نمونه‌گیری ۲۰۰۰ هرتز و در تناوب ۳۰ ثانیه‌ای از عضلات هدف جمع‌آوری و با حداکثر انقباض ارادی نرمال‌سازی شدند. پارامتر میانه حوزه فرکانس[7] بر مبنای FFT در نرم‌افزار متلب به‌عنوان شاخص خستگی استخراج شد. با توجه به نزدیکی عضلات هدف با قلب و احتمال تداخل داده‌های گرفته‌شده با ضربان قلب، داده‌های خام ابتدا از فیلتر ECG عبور کرده سپس به‌وسیله پنجره Band-pass فیلتر شدند. از ۵ ثانیه اول تست‌های پایه یک دوره ۴ ثانیه‌ای که در آن هیچ‌گونه انحرافی در داده‌های الکترومیوگرافی دیده نمی‌شد میانگین گرفته شد و به‌عنوان درصدی از حداکثر انقباض ارادی مربوطه ارائه گردید (۲۰).

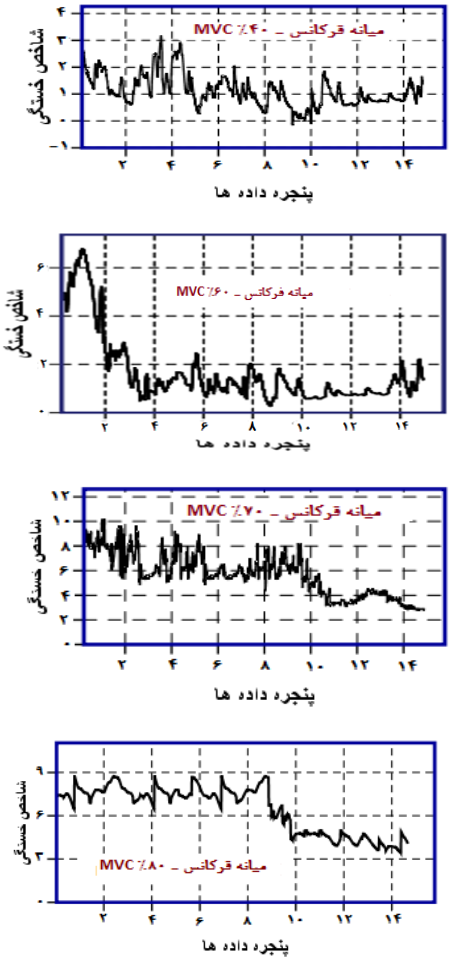
برای بررسی تغییرپذیری نوسانات قامتی از روش‌های محاسباتی خطی (انحراف استاندارد) و غیرخطی (درصد بازپیدایی، درصد ساختار رفتار، پیچیدگی و روند) در نرم‌افزار Visual Recurrence (VRA, version 4.6, 2012) Analysis استفاده شد. تجزیه‌وتحلیل متغیرهای RQA در ابتدا با تعیین پارامترهای اولیه تأخیر و بُعد و شعاع مجاورت با استفاده از الگوریتم‌های مناسب صورت گرفت. با استفاده از نزدیک‌ترین الگوریتم مجاورت بهترین اندازه بُعد تعبیه‌شده برای همه داده‌های سری زمانی ۶ به دست آمد. پارامتر تأخیری موردنیاز برای هر سری زمانی با استفاده از الگوریتم اطلاعات دوطرفه محاسبه شد و دارای دامنه بین ۱۵ تا ۱۹ بود. پارامتر شعاع مجاورت بازپیدایی نیز با استفاده از نُرم اقلیدسی ۱۰ درصد حداکثر قطر فضای مرحله‌ای تعیین شد. برای هر متغیر RQA، میانگین هر کوشش مرتبط با شرایط آزمایشی محاسبه و برای تجزیه‌وتحلیل آماری گنجانده شد (۲۱،۵). از آمار توصیفی برای محاسبه میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای هر گروه استفاده شد. آزمون کولموگروف اسمیرنوف برای تعیین نرمال بودن داده‌ها و از رگرسیون برای تعیین رابطه شاخص‌های خستگی استفاده گردید. برای تعیین اثر شدت‌های خستگی بر متغیرهای RQA در سه گروه، تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر و برای مقایسه‌های چندگانه بین ۳ گروه روش تعقیبی بونفرونی انجام گردید. تجزیه‌وتحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS16 و در سطوح معنی‌داری P<۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌های تحقیق

براساس تجزیه‌وتحلیل بخش آمار استنباطی، بین میانگین نمرات سن، قد، وزن و شاخص توده بدن سه گروه آزمودنی اختلاف معنی‌داری وجود نداشته است (p>۰/۰۵). گروه دانشجویان به طور معنی‌داری در فعالیت‌های ورزشی نسبت به گروه تیراندازان مبتدی و ماهر کمتر شرکت کرده‌اند (P<۰/۰۵). با این حال بین سطوح فعالیت جسمانی عادتی ورزشکاران مبتدی و ماهر اختلاف معنی‌داری یافت نشد (p>۰/۰۵).

تحلیل توصیفی شاخص خستگی الکترومیوگرافی در شکل ۲ ارائه شده است. کاهش میانه فرکانس فعالیت عضلانی نشان‌دهنده وقوع خستگی عضلانی موضعی در طی اجرای پروتکل‌های خستگی ایزومتریک با شدت‌های ۴۰درصد ، ۶۰درصد ، ۷۰درصد و ۸۰درصد است. همچنین، مقادیر میانگین ادراک خستگی آزمودنی‌ها نیز با کاهش میانه فرکانس الکترومیوگرافی به‌عنوان یک رابطه تابعی بین فاکتورها افزایش یافته است.

1. Maximal voluntary contraction (MVC)
2. Electromyography
3. Rating of Perceived Exertion scale (RPE- CR-10)
4. Center of pressure (COP)
5. Mediolateral (ML)
19. Anteroposterior (AP)
6. Median domain of frequency (MDF)



شکل ۲. روندهای پارامتر میانه استخراج‌شده در طول شدت‌های مختلف انقباضات ایزومتریک

خلاصه‌ای از تجزیه‌وتحلیل واریانس اثرات خستگی بر متغیرهای تغییرپذیری و اثرات گروه در جدول ۱ ارائه شده است. نتایج نشان داد که خستگی عضلات ذوزنقه و دلتوئید اثر معنی‌داری بر همه متغیرها داشته است. با توجه به میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای RQA و دامنه کلی تغییرپذیری تحت شرایط مختلف خستگی در جدول ۲ مشخص شد که مقادیر درصد بازپیدایی، درصد ساختار و روند در هر دو محور میانی جانبی و قدامی خلفی به طور معنی‌داری از ۷۰ درصد خستگی در ۳ گروه نسبت به مرحله پیش‌آزمون افزایش داشته‌اند. اثر اصلی خستگی برای این متغیرها در شدت‌های پایین ۴۰ درصد و ۶۰ درصد در دو جهت معنی‌دار نبوده است. در مقابل مقادیر دامنه کلی تغییرپذیری از سطوح پایین خستگی (۴۰ درصد) و ارزش آنتروپی سیستم حرکتی در شدت خستگی ۶۰ درصد به طور معنی‌داری نسبت به مرحله پیش‌آزمون در دو محور افزایش یافته است. درحالی‌که نتایج نشان داد که خستگی ایزومتریک عضلات ذوزنقه و دلتوئید تا شدت ۷۰ درصد و ۸۰ درصد به طور معنی‌داری بر همه متغیرهای RQA و دامنه کلی تغییرپذیری اثرگذار است، خستگی عضله سه سر بازویی در هیچ‌کدام از شدت‌های هدف دارای اثر معنی‌داری نبوده است.

جدول ۱. خلاصه‌ای از تجزیه‌وتحلیل متغیرهای تغییرپذیری RQA و دامنه کلی

تغییرپذیری	محور	اثر خستگی ایزومتریک		اثر گروه	
		F	P	F	P
Rec percent	AP ML	۳/۵۹ ۴/۶۴	۰/۰۴۳ ۰/۰۳۸	۱۴/۲۳	۰/۰۰۴
Det percent	AP ML	۶/۱۲ ۴/۳۶	۰/۰۲۱ ۰/۰۳۷	۵/۲۲	۰/۰۲۳
Ent	AP ML	۱۳/۴۶ ۱۱/۰۶	۰/۰۱۲ ۰/۰۱۶	۴/۱۷	۰/۰۳۹
Trend	AP ML	۵/۴۴ ۶/۶۷	۰/۰۳۲ ۰/۰۲۲	۱/۳۲	۰/۴۲۰
Std	AP ML	۲۴/۶۶ ۱۵/۴۷	۰/۰۰۳ ۰/۰۰۸	۷/۶۲	۰/۰۱۵

جدول ۲(a): میانگین ± SD متغیرهای تغییرپذیری نوسانات قامتی افراد عادی در مراحل خستگی ایزومتریک

تغییرپذیری	محور	پیش‌آزمون	خستگی							
			۴۰ درصد	p	۶۰ درصد	p	۷۰ درصد	p	۸۰ درصد	p
Rec percent	AP	۲/۲۶ ±۱/۱۰	۲/۴۰ ±۱/۴۶	۰/۵۱۱	۲/۶۲±۱/۱۰	۰/۳۱۴	۲/۹۰ ±۰/۹۷	۰/۰۳۲	۲/۹۲±۱/۰۰	۰/۰۲۰
	ML	۲/۴۷±۱/۵۳	۲/۶۰ ±۱/۰۶	۰/۴۹۷	۲/۸۳ ±۱/۱۸	۰/۲۵۴	۳/۰۷±۰/۹۳	۰/۰۴۶	۳/۰۹ ±۰/۹۱	۰/۰۳۴
Det percent	AP	۷۲/۶۷±۸/۰۷	۷۳/۴۹±۶/۱۵	۰/۶۰۹	۸۷/۷۵±۴/۲۰	۰/۱۸۱	۹۰/۱۱±۴/۱	۰/۰۲۵	۹۳/۳±۳/۷۱	۰/۰۰۱
	ML	۷۳/۸۱±۵/۵۲	۷۴/۸۳ ±۴/۰۶	۰/۶۵۵	۸۰/۰۹±۵/۶۴	۰/۱۶۷	۸۲/۴۳±۳/۸۳	۰/۰۲۴	۸۷/۶۲±۴/۵	۰/۰۰۱
Ent	AP	۱/۹۶±۱/۰۳	۲/۱۸±۰/۹۸	۰/۲۰۳	۲/۵۴±۰/۷۷	۰/۰۲۱	۲/۷۳±۰/۹۶	۰/۰۰۲	۳/۰۵±۰/۸۲	۰/۰۰۱
	ML	۱/۷۴ ±۱/۱۵	۱/۹۶ ±۰/۸۰	۰/۱۲۱	۲/۳۲±۰/۹۵	۰/۰۱۸	۲/۵۱±۱/۰۴	۰/۰۰۳	۲/۸۳±۱/۳۷	۰/۰۰۱
Trend	AP	-۲/۳۱±۱/۰۲	-۲/۴۲±۱/۴۰	۰/۷۷۰	-۲/۹۰±۱/۱۱	۰/۱۴۶	-۳/۲۶±۰/۷۴	۰/۰۱۲	-۳/۳۵±۰/۸۶	۰/۰۰۳
	ML	-۲/۲۴±۱/۳۹	-۲/۳۵±۱/۳۰	۰/۶۶۹	-۲/۸۳ ±۰/۹۶	۰/۰۶۶	-۳/۱۷±۰/۸۸	۰/۰۲۰	-۳/۲۷±۰/۹۲	۰/۰۰۲
Std	AP	۰/۱۵±۰/۱۰	۰/۲۴±۰/۲	۰/۰۳۳	۰/۲۲ ±۰/۱۵	۰/۰۴۵	۰/۳۵±۰/۴۷	۰/۰۰۱	۰/۶۰±۰/۳۲	۰/۰۰۱
	ML	۰/۱۰ ±۰/۷	۰.۱۹±۰.۱۱	۰/۰۲۴	۰/۲۰ ±۰/۱۶	۰/۰۳۴	۰/۳۲±۰/۳۶	۰/۰۰۲	۰/۵۶±۰/۴۶	۰/۰۰۱

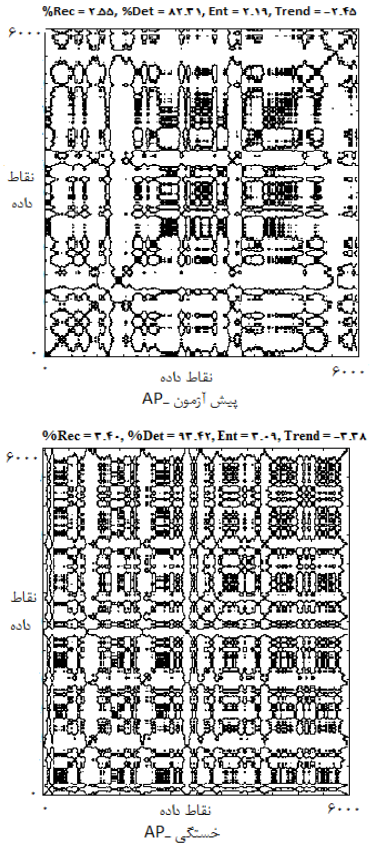
جدول ۲(b): میانگین ± SD متغیرهای تغییرپذیری نوسانات قامتی تیراندازان مبتدی در مراحل خستگی ایزومتریک

تغییرپذیری	محور	پیش‌آزمون	خستگی							
			۴۰درصد	p	۶۰درصد	p	۷۰درصد	p	۸۰درصد	p
Rec percent	AP	۲/۳۵ ±۱/۱۲	۲/۴۵ ±۱/۲۱	۰/۴۷۷	۲/۵۹ ±۱/۲۴	۰/۴۵۵	۲/۹۶ ±۱/۰۵	۰/۰۴۲	۳/۰۵ ±۰/۸۲	۰/۰۱۹
	ML	۲/۴۰±۱/۲۵	۲/۵۱ ±۱/۰۶	۰/۳۴۴	۲/۸۰±۱/۰۱	۰/۲۰۲	۳/۱۵±۰/۸۴	۰/۰۴۶	۲/۹۷ ±۰/۹۱	۰/۰۲۵
Det percent	AP	۶۹/۲۴±۵/۱۴	۶۸/۸۸±۷/۱۵	۰/۸۱۴	۸۴/۵۴±۵/۴۷	۰/۲۰۱	۹۰/۵۶±۳/۳۳	۰/۰۱۷	۸۹/۱۵±۵/۱۱	۰/۰۰۱
	ML	۶۷/۲۱±۶/۲۸	۷۲/۶۰ ±۵/۲۱	۰/۴۱۱	۷۷/۶۹±۶/۱۰	۰/۱۳۰	۸۱/۴۵±۵/۰۸	۰/۰۱۴	۸۱/۵۷±۳/۵۵	۰/۰۰۲
Ent	AP	۱/۷۲ ±۰/۹۹	۲/۱۲ ±۱/۰۴	۰/۰۵۲	۲/۲۳ ±۰/۸۰	۰/۰۱۸	۲/۵۶ ±۰/۷۷	۰/۰۰۱	۲/۸۴±۰/۷۱	۰/۰۰۱
	ML	۱/۶۶ ±۱/۱۵	۲/۰۰ ±۰/۹۴	۰/۰۵۸	۲/۲۶ ±۱/۱۱	۰/۰۱۵	۲/۴۲ ±۰/۹۵	۰/۰۰۴	۲/۷۹±۱/۰۸	۰/۰۰۱
Trend	AP	-۲/۲۸±۱/۱۲	-۲/۳۷ ±۱/۳۶	۰/۶۲۳	-۲/۸۴ ±۱/۰۲	۰/۱۹۵	-۳/۳۰±۰/۹۱	۰/۰۰۷	-۳/۴۱±۰/۸۰	۰/۰۰۱
	ML	-۲/۳۱±۱/۲۰	-۲/۴۰ ±۱/۳۴	۰/۷۱۷	-۲/۷۹ ±۰/۹۲	۰/۰۷۴	-۳/۲۱±۰/۶۵	۰/۰۳۵	-۳/۱۹±۱/۰۲	۰/۰۰۶
Std	AP	۰/۱۷ ±۰/۰۸	۰/۲۷ ±۰/۱۴	۰/۰۲۷	۰/۱۸ ±۰/۱۵	۰/۰۴۵	۰/۳۳ ±۰/۱۵	۰/۰۱۱	۰/۶۱±۰/۲۴	۰/۰۰۱
	ML	۰/۱۲ ±۰/۱۰	۰/۲۱±۰/۰۹	۰/۰۳۱	۰/۲۲±۰/۱۴	۰/۰۲۵	۰/۳۰ ±۰/۲۱	۰/۰۰۸	۰/۵۸±۰/۳۲	۰/۰۰۱

جدول ۲(c): میانگین ± SD متغیرهای تغییرپذیری نوسانات قامتی تیراندازان ماهر در مراحل خستگی ایزومتریک

تغییرپذیری	محور	پیش‌آزمون	خستگی							
			۴۰درصد	p	۶۰درصد	p	۷۰درصد	p	۸۰درصد	p
Rec percent	AP	۲/۶۶ ±۱/۰۳	۲/۸۱ ±۱/۱۷	۰/۶۱۰	۳/۲۴±۰/۸۵	۰/۰۵۱	۳/۵۲±۰/۸۲	۰/۰۱۱	۳/۵۵ ±۱/۰۲	۰/۰۰۱
	ML	۲/۹۶±۱/۵۳	۳/۱۹±۱/۴۲	۰/۷۰۲	۳/۳۲±۱/۱۹	۰/۰۶۲	۳/۵۰±۰/۹۴	۰/۰۱۶	۳/۷۸ ±۰/۶۶	۰/۰۰۱
Det percent	AP	۸۱/۷۹±۷/۲۴	۸۰/۹۴ ±۶/۹	۰/۴۷۲	۹۰/۱۸±۶/۳۴	۰/۳۱۲	۹۲/۵۴±۴/۶۳	۰/۰۰۱	۹۴/۷۳±۴/۳۰	۰/۰۰۱
	ML	۸۱.۴۷±۵.۲۳	۷۸/۱۲±۶/۵۸	۰/۷۱۱	۸۴/۶۴±۵/۰۹	۰/۲۲۲	۸۸/۹۸±۴/۸۵	۰/۰۳۰	۹۳/۱۷±۴/۳۱	۰/۰۰۲
Ent	AP	۲/۲۲±۰/۸۷	۲/۴۵±۱/۰۹	۰/۱۳۰	۲/۶۶±۰/۴۷	۰/۰۱۲	۲/۸۵±۰/۷۸	۰/۰۰۱	۳/۱۷±۰/۶۲	۰/۰۰۱
	ML	۲/۳۱ ±۰/۸۳	۲/۵۷ ±۰/۹۱	۰/۳۴۲	۲/۹۳±۰/۷۹	۰/۰۳۵	۳/۱۲±۰/۸۵	۰/۰۱۴	۳/۴۴±۰/۷۵	۰/۰۰۱
Trend	AP	-۲/۵۰±۱/۲۸	-۲/۵۶±۱/۲۰	۰/۸۲۰	-۳/۰۹±۱/۱۲	۰/۰۵۳	-۳/۴۵±۰/۹۶	۰/۰۰۲	-۳/۵۴±۰/۸۲	۰/۰۰۱
	ML	-۲/۲۳±۰/۹۹	-۲/۳۱±۱/۱۸	۰/۴۱۸	-۲/۸۰±۱/۰۱	۰/۱۰۱	-۳/۱۷±۰/۹۹	۰/۰۰۱	-۳/۳۰±۰/۹۲	۰/۰۰۱
Std	AP	۰/۱۲±۰/۰۸	۰/۱۸±۰/۱	۰/۰۴۵	۰/۱۹±۰/۰۸	۰/۰۳۱	۰/۲۵±۰/۱۹	۰/۰۲۷	۰/۳۷±۰/۲۳	۰/۰۱۸
	ML	۰/۰۸±۰/۰۵	۰/۱۵±۰/۱	۰/۰۲۶	۰/۱۴±۰/۹۷	۰/۰۲۹	۰/۱۸±۰/۲۲	۰/۰۲۵	۰/۳۰±۰/۱۹	۰/۰۰۱

اثر اصلی گروه برای ارزش‌های درصد بازپیدایی، درصد ساختار رفتار و آنتروپی در دو محور قدامی خلفی و میانی جانبی قابل‌مشاهده است. نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که میانگین افزایش متغیرهای درصد بازپیدایی، درصد ساختار و آنتروپی ورزشکاران ماهر در دو محور قدامی خلفی و میانی جانبی در شدت‌های خستگی از ورزشکاران مبتدی و دانشجویان به طور معنی‌داری بالاتر بوده است. در مقابل بین ارزش‌های روند سه گروه تفاوت معنی‌داری در دو محور وجود نداشته است. دامنه کلی تغییرپذیری دانشجویان و ورزشکاران مبتدی در دو محور به طور معنی‌داری در شدت‌های ۷۰ درصد و ۸۰ درصد نسبت به ورزشکاران ماهر بیشتر بوده است درحالی‌که در شدت‌های ۴۰ درصد و ۶۰ درصد تفاوت معنی‌داری بین سه گروه وجود نداشته است. همچنین بین ورزشکاران مبتدی و دانشجویان در هیچ‌یک از شدت‌های خستگی تفاوت معنی‌داری در متغیرهای RQA و دامنه کلی تغییرپذیری در دو محور مشاهده نشده است.



شکل ۳. نمودارهای بازپیدایی سری‌های زمانی محور قدامی خلفی یک تیرانداز ماهر در طی مرحله قبل از خستگی و بعد از خستگی. همچنان که خستگی افزایش پیدا می‌کند سری‌های زمانی مرکز فشار منظم‌تر (Rec percent و Det percent بالاتر)، پیچیده‌تر (Ent بالاتر) و بی‌ثباتی بیشتر (trend بالاتر) در ساختار را تجربه می‌کند.

بحث و نتیجه‌گیری

یکی از اهداف مهم حوزه کنترل قامت، بررسی انواع متغیرهای مستقل در این محیط و مقایسه نتایج آن با اطلاعات مطرح‌شده توسط رویکردهای سنتی و جدید است. هدف از این پژوهش بررسی اثر خستگی عضلات سه سر بازویی، دوزنقه و دلتوئید بر تغییرپذیری نوسانات قامتی بود. با استفاده از طراحی پروتکل‌های خستگی ایزومتریک در یک مطالعه پارامتریک، اثرات شدت‌های مختلف خستگی بر اندازه‌های رفتاری موردنظر ارزیابی شد. یافته‌ها نشان داد که خستگی عضلات دلتوئید و ذوزنقه بر مؤلفه خطی انحراف استاندارد که شاخصی از ارزش کلی تغییرپذیری تلقی می‌شود اثرگذار است. این اثرگذاری از شدت‌های پایین خستگی یعنی ۴۰ درصد تا ۶۰ درصد به طور معنی‌داری قابل‌مشاهده بود. از طرف دیگر، سطح معنی‌داری همه مؤلفه‌های ساختاری تغییرپذیری (RQA) در شدت‌های پایین خستگی از آلفای ۰/۰۵ بزرگ‌تر بود. با افزایش میزان خستگی بالاتر از سطوح متوسط، میانگین متغیرهای ساختاری تغییرپذیری در هر سه دسته افراد عادی، تیراندازان مبتدی و ماهر در مقایسه با پیش‌آزمون به طور معنی‌داری افزایش یافت. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که متغیرهای رفتاری از جمله ساختار نوسانات قامتی تحت تأثیر سطوح پایین خستگی عضلات قرار نمی‌گیرند.

نتایج مربوط به افزایش تغییرپذیری خطی نوسانات قامتی با یافته‌های رابرت و همکاران (۲۰۰۰)، ناسبام (۲۰۰۳)، دیکین و داون (۲۰۰۸) و شیرازی و همکاران (۲۰۱۴) که افزایش مؤلفه‌های مختلف تغییرپذیری را پس از اعمال پروتکل‌های خستگی مختلف گزارش کرده بودند، همخوانی دارد. در این مطالعات اثرات خستگی اندام فوقانی، شانه و عضلات گردنی در آزمودنی‌های مختلف مانند تیراندازان، افراد عادی، زنان و افراد مسن و جوان بررسی شده است. آن‌ها اظهار داشته‌اند که خستگی عضلانی نقش مهمی در افزایش نوسانات مشاهده‌شده دارد و صرف‌نظر از محل خستگی موجب آشفتگی‌های درونی طولانی‌مدتی در سیستم کنترل قامت می‌شود. این نتایج با دیدگاه‌های ارائه‌شده در مورد تغییر طرح بدنی به‌عنوان تابعی از اثرات خستگی ایجاد شده در گروه‌های عضلانی مطابقت دارد (۲۵-۲۲). به نظر می‌رسد خستگی عضلانی اندام فوقانی از طریق تغییر ادراک بدنی و افزایش لرزش قامتی بر سیستم کنترل قامت اثر داشته و موجب افزایش دامنه نوسانات

قامتی در جهات قدامی ـ خلفی و میانی ـ جانبی شده است.

افزایش میانگین مؤلفه درصد بازپیدایی نسبت به مرحله پیش‌آزمون حاکی از آن است که با افزایش خستگی، سری‌های زمانی مرکز فشار از نظم بیشتری در دو محور قدامی ـ خلفی و میانی ـ جانبی برخوردار می‌شوند (۵). درصد ساختار سیستم به‌عنوان یکی از مهم‌ترین مؤلفه‌های روش RQA، مشخص‌کننده ساختار کلی هر سیستم حرکتی و شاخصی از حالت جاذب حاکم بر سیستم است. افزایش پیش‌رونده میانگین این مؤلفه توأم با افزایش شدت خستگی ۷۰ درصد تا ۸۰ درصد گویای این است که سیستم حرکتی آزمودنی‌ها با منطقه یکسان مشخصی از جاذب در طول زمان روبرو بوده است. این افزایش منعکس‌کننده افزایش نوسانات بحرانی نزدیک مرحله انتقال و تمایل سیستم قامتی برای حفظ جاذب کم‌عمق فعلی است که به‌صورت مقادیر افزایشی در مدت‌زمان حرکت بروز کرده است (۲۶). یافته‌های این مطالعه نشان داد که با افزایش شدت خستگی میزان پیچیدگی سیستم حرکتی آزمودنی‌ها در دو محور افزایش می‌یابد. این افزایش مؤلفه شاید نمایانگر افزایش سازگاری سیستم کنترل قامت در پاسخ به تغییرات ناشی از خستگی و ابزاری رفتاری برای تسهیل انتقال در طول حالات رفتاری مشخص باشد. مشاهده افزایش پیچیدگی در ساختار قطعی همه آزمودنی‌ها می‌تواند به‌عنوان تغییرات درون الگوی مشابه در هر سه گروه مورد مطالعه تفسیر شود (۵). مقادیر بالاتر از صفر مؤلفه روند نشان‌دهنده میزان انحراف در سیستم حرکتی است درحالی‌که مقادیر صفر یا نزدیک به صفر حاکی از وجود ثبات است. نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که با افزایش شدت خستگی بالاتر از ۶۰ درصد بی‌ثباتی سیستم حرکتی افراد عادی و ورزشکاران به طور معنی‌داری نسبت به مرحله پیش‌آزمون افزایش یافته است. این افزایش ممکن است شاخصی از افزایش نیازمندی به فرآیندهای شناختی به دلیل اختلال در ورودی‌های حسی ناشی از خستگی باشد (۲۶،۲۷).

یافته‌های این مطالعه می‌تواند در راستای مطالعه فالر و همکارانش (۲۰۰۹) قرار گیرد. در این مطالعه اثر خستگی بر تغییرپذیری حرکتی شانه و آرنج در یک تکلیف دسترسی متناوب ارزیابی شد. نتایج آن‌ها نشان داد که تغییرپذیری سیکل به سیکل شانه، آرنج و موقعیت مرکز جرم بدن همراه با خستگی افزایش می‌یابد و از فرضیه تغییرپذیری جبرانی حمایت می‌کند (۲۸). یافته‌های تحقیق حاضر مبنی بر افزایش مؤلفه‌های تغییرپذیری ناشی از افزایش خستگی عضلانی نیز از این فرضیه حمایت می‌کند. مطابق با فرضیه تغییرپذیری جبرانی، عملکرد همسان از طریق یک استراتژی حرکتی که تغییرپذیری در یک پارامتر را به‌وسیله تغییرپذیری جبرانی در سایر پارامترها تنظیم می‌کند ایجاد می‌شود (۱۲،۱۱). به نظر می‌رسد که آزمودنی‌ها در شرایط بروز خستگی، افزایش تغییرپذیری در مؤلفه‌های نظم (درصد بازپیدایی و درصد ساختار رفتار) سیستم حرکتی را با افزایش مؤلفه‌های پیچیدگی (آنتروپی) و روند (ترند) جبران کرده‌اند. این تغییرات در استراتژی حرکتی تکلیف در حال اجرا احتمالاً دسترسی به درجات آزادی بیشتر در حرکات چند مفصلی به‌صورت هماهنگ را ممکن و در اصل موجب ایجاد شرایط سازگاری می‌شود.

با اینکه یافته‌های این مطالعه شواهد مستقیمی برای نشان دادن فرآیند انتقال بین الگوهای قامتی بر اثر افزایش شدت خستگی فراهم نکرده است اما افزایش مؤلفه روند حاکی از آمادگی سیستم حرکتی آزمودنی‌ها برای انجام چنین فرآیندی است. از منظر رویکرد سیستم‌های پویا تغییر الگوهای مرجح هماهنگی هنگامی رخ می‌دهد که پارامتر کنترل به حد بحرانی برسد و الگوی رایج نسبت به سایر الگوها کمتر کارآمد باشد (۲۹). بنابراین به نظر می‌رسد که خستگی می‌تواند به‌عنوان پارامتری کنترلی بر ساختار زیربنایی تکلیف قامت اثر بگذارد و این اثر احتمالاً تحت تأثیر سطح فعالیت جسمانی یا تبحر قرار نمی‌گیرد.

بررسی میانگین تفاوت متغیرهای ساختاری سه گروه در مراحل اعمال شدت‌های خستگی نشان می‌دهد که تیراندازان ماهر در مقایسه با دو گروه دیگر با افزایش بیشتر مؤلفه‌های تغییرپذیری به فرآیندهای خستگی پاسخ داده‌اند. تیراندازان ماهر در تمامی موقعیت‌های اعمال خستگی از ساختاری با ویژگی‌های نظم و پیچیدگی بالاتر (درصد بازپیدایی، درصد ساختار رفتار و آنتروپی بالاتر) نسبت به تیراندازان مبتدی و افراد عادی برخوردار بودند. با توجه به اینکه میزان تغییرات درون الگوی نوسانات قامتی می‌تواند میزان سازگاری (انعطاف‌پذیری) سیستم کنترل قامت در غلبه بر آشفتگی‌های تحمیل‌شده بر بدن انسان را تعیین کند چنین افزایشی شاخصی از سازگاری و انطباق بیشتر ورزشکاران ماهر در هنگام مواجه با خستگی برای

حفظ عملکرد مطلوب است. نتایج به دست آمده حاصل از این فرضیه با یافته‌های کلودین و همکاران (۲۰۰۹) همخوانی دارد. نتایج این مطالعه نشان داد که ورزشکاران دارای سری‌های زمانی با نظم کمتر و ثبات بیشتری در موقعیت‌هایی مانند ایستادن با چشم باز، بسته و ایستادن بروی سطوح نرم هستند (۱۳). همچنین اسکارودز (۲۰۱۰) با مقایسه تغییرپذیری حرکتی عضلات بالاتنه در شرایط خستگی و بدون خستگی نشان داد که تغییرپذیری حرکتی در شرایط بدون خستگی می‌تواند پیشگوی توانایی اجرای کار طولانی‌مدت باشد (۳۰). از طرف دیگر بین میزان بی‌ثباتی و آمادگی برای فرآیند انتقال (روند) آزمودنی‌ها تفاوت معنی‌داری وجود نداشت. با توجه به اینکه یکی از مهم‌ترین ویژگی‌های این مؤلفه، ماهیت تغییرات درون سیستمی آن تحت شرایط مختلف است به نظر می‌رسد که میزان بی‌ثباتی و نحوه فرآیند انتقال بین مراحل علاوه بر میزان خستگی به نوع تکلیف موردمطالعه نیز مربوط بوده است. ممکن است چنین تفاوت‌هایی در بررسی سایر تکالیف مشاهده شود ازاین‌رو پیشنهاد می‌گردد در مطالعات بعدی اثر نوع تکلیف بیشتر موردتوجه قرار گیرد. به‌طورکلی نتایج پژوهش نشان داد که خستگی به‌عنوان یکی از محدودیت‌های فردی بر تغییرپذیری نوسانات قامتی ورزشکاران و افراد عادی اثرگذار است به‌طوری‌که باعث افزایش مؤلفه‌های آن می‌شود. ارزیابی سیستم قامت به‌عنوان یک سیستم پویا نشان می‌دهد که چنین فرآیندی به‌صورت مشابه ساختار تغییرپذیری انسان را تغییر می‌دهد. با این حال عواملی مانند سطح مهارت و تبحر می‌توانند میزان سازگاری و تطابق با محدودیت‌ها را افزایش دهند.

منابع

1) Kirchner M, Schubert P, Schmidtbleicher D, Haas C T. (2012). Evaluation of the temporal structure of postural sway fluctuations based on a comprehensive set of analysis tools. Physica A: Statistical Mechanics and its Applications. 391, pp: 4692–4703.

2) Paillard T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control. Neuroscience and Biobehavioral Reviews. 36, pp: 162–176.

3) Lakie M. (2010). The influence of muscle tremor on shooting performance. Experimental Physiology. 95, pp: 441– 450.

4) Cavanaugh J T, Guskiewicz K M and Stergiou N. (2005). A Nonlinear Dynamic Approach for Evaluating Postural Control. Sports Med. 35 (11), pp: 935-950.

5) Negahban H, Sanjari M A, Mofateh R and Parnianpour M. (2013). Nonlinear dynamical structure of sway path during standing in patients with multiple sclerosis and in healthy controls is affected by changes in sensory input and cognitive load. Neuroscience Letters. 553, pp: 126 ـ 131.

6) Ramdani S, Tallon G, Pierre Louis Bernard L P, Blain H. (2013). Recurrence Quantification Analysis of Human Postural Fluctuations in Older Fallers and Non- fallers. Annals of Biomedical Engineering. Volume 41, Issue 8, pp: 1713-1725.

7) Schieppati M, A Nardone A, Schmid M. (2003). Neck muscle fatigue affects postural control in man. Neuroscience. Volume 121, Issue 2, pp: 277–285.

8) Delgado G, Coghlin C, Earle K, Holek A, and O'Hare K. (2011). Trunk Extensor Muscle Fatigue Does Not Affect Postural Control during Upright Static Stance in Young-adults and Middle-aged Adults. Health and Natural Sciences. Vol 2 , PP: 1–7.

9) Gribble PA, Hertel J. (2004). Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipodal postural control. Journal of Electromyography & Kinesiology. 14, PP: 641-646.

10) Souza C N, Batistao M V, Cicuto N A. (2013). Quality and structure of variability in children during motor development: A systematic review. Research in Developmental Disabilities. 34, PP: 2810–2830.

11) Srinivasan D, Mathiassen S E. (2012). Motor variability in occupational health and performance. Clinical Biomechanics Reviews. 27, PP: 979–993.

12) Latash M L. (2010). Motor Synergies and the Equilibrium-Point Hypothesis. Motor Control. 14(3), PP: 294–322.

13) Lamoth C J, Rob C. Lummel V, Beek P J. (2009). Athletic skill level is reflected in body sway: A test case for accelometry in combination with stochastic dynamics. Gait & Posture. 29, PP: 546–551.

14) Vuillerme N, Anziani B, Rougier P. (2007). Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults Clinical biomechanics (Bristol, Avon). 22, PP: 489–494.

15) Duarte M. Sternad D. (2008). Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. Experimental Brain Research. 191, PP: 265–276.

16) Faghihimani, Z, Nourian, M, Nikkar, A H, Farajzadegan, Z, Khavariyan, N, et al. (2010). Validation Of The Child And Adolescent International Physical Activity Questionnaires In Iranian Children And Adolescents Arya Atherosclerosis Journal, 5(4), PP: 163-166.

17) Kelishadi, R, Ghatrehsamani,SH, Hosseini,M, Mirmoghtadaee,P, Mansouri, S, & Poursafa, P. 2010. Barriers to Physical Activity in a Population-based Sample of Children and Adolescents in

Isfahan, Iran. Int J Prev Med, 1(2), 131-137.

18) Hong J S, Kim J H and et al. (2012). Electromyograph Analysis during Isokinetic Testing of Shoulder Joint in Elderly People. Journal of Biomechanical Science and Engineering. Vol. 7, PP: 379-387.

19) Troiano A, Naddeo F, Sosso E, Camarota G, Merletti R and Mesin L. (2008). Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. Gait & Posture. 28, PP: 179 –186.

20) Khosravani S, Maleki A, Fallah A. (2013). Qualitative Assessment of Muscle Fatigue Based on EMG. Journal of Biomedical Physics and Engineering. 3(1), PP: 125-132.

21) Basafa, E Z. Heidari H. Tamaddoni A. Mirbagheri O and Parnianpour M. (2007). The effect of fatigue on recurrence parameters of postural sway. Journal of Biomechanics. 40, PP: 362-372.

22) Squadron R, rodano R, Gallozzi C. (2000). Fatigue effects on shooting archery performance. Centrod Bioingegneripao, Litecnicdoi Mlano, Projuventute fnd. Irccs, Rome. Italy. PP: 1-10.

23) Nussbaum M A. (2003). Postural Stability is Compromised by Fatiguing Overhead Work. American Industrial Hygiene Association Journal. 64, pp: 56-61.

24) Dickin DC, Doan JB. (2008). Postural stability in altered and unaltered sensory environments following fatiguing exercise of lower extremity joints. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports.18(6), pp: 765-772.

25) Shirazi Z R, Jahromi N F. (2013). Comparison of the effect of selected muscle groups fatigue on postural control during bipedal stance in healthy young women. Nigerian Medical Journal. Vol.54, Issue 5, pp:1-20.

26) Aceves-Fernandez M A, Pedraza-Ortega J C, Sotomayor-Olmedo A, Ramos-Arreguín J M, Vargas-Soto J E and Tovar-Arriaga S. (2012). Analysis of Key Features of Non-Linear Behavior Using Recurrence Plots. Case Study: Urban Pollution at Mexico City. Journal of Environmental Protection. 3, pp: 1147-1160.

27) Kuo H, W Tome W, Hong L, Yaparpalvi R, Garg M, Guha C and Kalnicki S. (2013). Measurements of Non-Linearity Features of Breathing Patterns Using Recurrence Quantification Analysis (RQA) and Dynamic Complexity (DC). Medical Physics. Volume 40, Issue 6.182, pp: 24-35.

28) Fuller J R, Fung J, Cote J N. (2011). Time-dependent adaptations to posture and movement characteristics during the development of repetitive reaching induced fatigue. Experimental Brain Research. 211, pp: 133–143.

29) Bardy B G, Oullier O and Bootsma RJ. (2002). Dynamics of Human Postural Transitions. Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance.Vol. 28, PP: 499 – 514.

30) Skurvydas A, Brazaitis M, Kamandulis S. (2010). Prolonged muscle damage depends on force variability. International Journal of Sports Medicine. 31, PP: 77–8.