رفتار حرکتی شماره ۱۸، زمستان ۱۳۹۳، صص ۱۶۲-۱۴۷

اثر شدت‌های مختلف فعالیت بدنی بر تغییرپذیری نوسانات قامتی در وضعیت ایستادن قائم

محسن محمدی[۱]، عباس بهرام[۲]

۱. کارشناس ارشد دانشگاه خوارزمی*
۲. دانشیار دانشگاه خوارزمی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۱۰/۰۱ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۳/۰۵/۲۲

چکیده

هدف از مطالعهٔ حاضر بررسی تأثیر فعالیت بدنی و خستگی متعاقب آن در تکلیف تعادلی ایستادن بر عملکرد و تغییرپذیری حرکتی در نوسانات قامتی بود. آزمودنی‌های پژوهش حاضر شامل ۱۵ مرد جوان با دامنهٔ سنی بین ۲۰ تا ۲۴ سال بود که از آن‌ها خواسته شده بود پیش از فعالیت بدنی، پس از فعالیت بدنی با شدت ۵۰ـ۴۰٪، پس از فعالیت بدنی با شدت ۷۰ـ۶۰٪ و پس از فعالیت بدنی با شدت ۹۰ـ۸۰٪، به‌مدت ۳۰ ثانیه روی صفحه نیرو در وضعیت ایستاده قائم قرار گیرند و میزان ثبات (انحراف استاندارد) و تغییرپذیری حرکتی (به‌وسیله آنتروپی‌فازی) نوسانات قامتی آن‌ها اندازه‌گیری شد. با افزایش شدت فعالیت بدنی و بروز خستگی بیشتر، دامنهٔ نوسانات قامتی در هر دو محور قدامی خلفی و میانی جانبی افزایش یافت. آنتروپی فازی در هر دو محور قدامی خلفی و میانی جانبی با افزایش شدت فعالیت بدنی و بروز خستگی بیشتر کاهش یافت. این نتایج بیان می‌کند که با افزایش شدت فعالیت بدنی و بروز خستگی بیشتر، تغییرپذیری حرکتی در نوسانات پاسچری کاهش می‌یابد. همچنین با کاهش میزان ثبات در نوسانات پاسچری، تغییرپذیری حرکتی در نوسانات پاسچری نیز کاهش می‌یابد. با بروز خستگی، ساختار تغییرپذیری به سمت ساختاری با قابلیت انعطاف‌پذیری کمتر حرکت می‌کند و همین انعطاف‌پذیری کمتر موجب می‌شود تا سیستم در مقابل محدودیت‌های محیطی و محدودیت‌های تکلیف، سازگاری پایین‌تری از خود نشان دهد و موجب کاهش سطح کیفی عملکرد فرد در تکلیف کنترل قامت شود.

واژگان کلیدی: فعالیت بدنی، نوسانات قامتی، آنتروپی فازی، خستگی

*نویسنده مسئول Email: mohsenmohammaditmu@gmail.com

مقدمه

تغییرپذیری در عملکرد انسان و تغییرات غیرخطی ویژگی‌های حرکت در طول زمان، انعکاسی از پیچیدگی در سیستم حرکت می‌باشد (۱). همانطور که برنشتاین[1] توصیف کرد درجات آزادی چندگانه در بدن شامل مفاصل، عضلات و سیستم عصبی با نیروهای خارجی در طول حرکت برای تولید الگوهای[2] بی‌شمار، فرم‌ها[3] و استراتژی‌ها[4] ترکیب می‌شوند (۲). همچنین برنشتاین کنترل تعادل و تداوم وضعیت عمودی را یک توضیح و نمونه عینی از مفهوم هم‌کوشی[5] تلقی کرد و هم‌کوشی را به‌عنوان ترکیبات هماهنگ‌شده درون‌ساختی دستورات حرکت مختص تعدادی از مفاصل که منجر به یک هدف مشترک که همان حفظ قامت است، می‌شود تعریف کرد (۳). مطابق با نظریه سیستم‌های پویا برای تکلیف کنترل قامت، عملکردهای چندگانه متعددی وجود دارد که وابسته به محدودیت‌های سیستم افراد است. فعالیت بدنی و خستگی ناشی از آن، یکی از محدودیت‌هایی است که سیستم حرکتی افراد با آن مواجه است (۴). فعالیت بدنی موجب ایجاد خستگی می‌شود و عملکرد افراد تحت تأثیر سطوح مختلف خستگی قرار می‌گیرد. خستگی موجب ایجاد آشفتگی در سیستم عصبی ـ عضلانی می‌شود که شامل تغییرات در قدرت عضلات و کنترل عصبی ـ عضلانی می‌شود (۵). ایجاد آشفتگی در سیستم عصبی ـ عضلانی کنترل قامت را به‌عنوان یک تکلیف کنترلی پیچیده برای سیستم عصبی متأثر می‌کند. با ایجاد خستگی، راهبردهایی برای کنترل قامت ایجاد می‌شود. برای توضیح چگونگی ایجاد این راهبردهای سازگاری، دو فرضیه وجود دارد. فرضیه اول که فرضیه تغییرپذیری جبرانی[6] نام دارد بیان می‌کند که عملکرد استوار و ماهرانه در پاسخ به محدودیت‌ها، به‌وسیلهٔ حرکات ثابت شده و یکنواخت ایجاد نمی‌شود؛ بلکه به‌وسیلهٔ راهبردهای حرکتی ایجاد می‌شود که تغییرپذیری در یک پارامتر را به‌وسیله تغییرپذیری جبرانی در دیگر پارامترها کنترل می‌کنند. فرضیه دوم که فرضیه عدم کنترل چندگانه[7] نام دارد عنوان می‌کند که موفقیت در اجرای یک تکلیف، به وسیله انتخاب یک راه حل منفرد حاصل نمی‌شود؛ بلکه به‌وسیلهٔ انتخاب راهبردهایی است که کنترل کمی روی اجزائی که بر عملکرد تأثیر ناچیزی دارد و درمقابل، کنترل دقیقی روی اجزای تأثیرگذار و اساسی تکلیف دارد. این کنترل

1. Berneshtine
2. Patterns
3. Forms
4. Strategies
5. Synergy
6. Compensatory variability
7. Uncontrolled manifold (UCM)

دقیق به‌وسیلهٔ تثبیت درجات آزادی در این اجزا ایجاد می‌شود (لاتاش[1] و همکاران، ۲۰۰۲)(۶). در واقع فرضیه تغییرپذیری جبرانی بیان می‌کند که با تحت فشار قرار گرفتن سیستم ازسوی یک محدودیت همچون خستگی، تغییرپذیری حرکتی افزایش می‌یابد. درمقابل فرضیه UCM بیان می‌کند که سیستم در برابر عوامل فشارزا همچون خستگی، تغییرپذیری حرکتی را کاهش می‌دهد (۶). برخی از مطالعات در این زمینه همچون مطالعهٔ سیگنتی[2] و همکاران (۲۰۰۹) تأثیر خستگی روی تغییرپذیری حرکتی را مورد بررسی قرار دادند. نتایج این مطالعه نشان داد که با بروز خستگی، تغییرپذیری بزرگ‌تری در شاخص‌های کینماتیکی عنوان‌شده مشاهده شد. نتایج این مطالعه از فرضیه تغییرپذیری جبرانی حمایت می‌کرد (۷). در مطالعهٔ دیگری که توسط فالا و فارینا[3] (۲۰۰۷) (۸) انجام گرفت تأثیر خستگی روی تغییرپذیری را در تکلیف بالا نگه‌داشتن ایزومتریک شانه بررسی کردند. نتایج این مطالعه نشان داد با بروز خستگی، تغییرپذیری کمتری در فعال‌سازی عضلانی مشاهده شد که با فرضیه UCM هم‌راستا است. همچنین در مطالعه‌ای فارینا و همکاران (۲۰۰۸) نشان دادند با بروز خستگی، تغییرپذیری حرکتی کمتری در فعال‌سازی عضله ذوزنقه‌ای مشاهده شد (۹). همچنین فالر[4] و همکاران (۲۰۱۱) نشان دادند تغییرپذیری در وضعیت نقطه پایانی همراه با بروز تغییرپذیری، بدون تغییر بود (۱۰). تغییرپذیری در وضعیت مفصل و مرکز جرم، همراه با بروز خستگی افزایش یافت. نتایج این مطالعه، از فرضیه تغییرپذیری جبرانی حمایت می‌کرد. تأثیر خستگی روی تغییرپذیری حرکتی در مطالعات مختلف همسان نیست. شاید بخشی از این تفاوت به ویژگی‌های خود تکالیف مربوط می‌باشد و بخشی دیگر به عوامل فردی نظیر ظرفیت متفاوت افراد در پاسخ به خستگی و سطح مهارت که همگی بر توانایی سیستم حرکتی جهت سازگاری با خستگی تأثیر می‌گذارد. آنچه مشخص است نگاه به رابطه خستگی و عملکرد از جنبه تغییرپذیری حرکتی، مسئله‌ای جدید می‌باشد که برای درک جامع نسبت به آن نیازمند استفاده از تکالیفی متفاوت با ویژگی‌های خاص است (۱۱). همچنین برخی مطالعات نشان داده‌اند تغییرپذیری در کنترل قامت، تحت تأثیر محدودیت‌های تکلیف (مانند سطوح مختلف دشواری تکلیف تعادلی) و دست‌کاری گیرنده‌های حسی (بینایی، حس عمقی و سیستم دهلیزی) و سن شرکت‌کنندگان، تغییریافته (۱۲،۱۳) و خستگی ناشی از فعالیت بدنی موجب نوسانات قامتی می‌شود.

1. Latash
2. Signity
3. Falla & farina
4. Faler

بورگ و لاکسابک[1] (۲۰۱۰) و استرناد[2](۲۰۰۸) در پژوهشی ارتباط بین تغییرپذیری و سالمندی را در آزمون‌های ثبات تعادل بررسی کردند. آن‌ها دریافتند که افراد سالمند علاوه‌بر داشتن عملکرد ضعیف‌تری در این آزمون‌ها، پاسخ‌های تغییرپذیرتری نسبت به افراد جوان در کنترل ثبات دارند (۱۴،۱۵). موریسون[3] و همکاران (۲۰۰۷) در پژوهشی اثر نیازهای تکلیف را روی تغییرپذیری در دو سطح ماکروسکپیک و میکروسکپیک بررسی کردند. اساس اندازه‌گیری موریسون و همکاران بر پایه داده‌های جمع‌آوری‌شده از طریق EMG[4] بود و بیان کردند در تکلیفی که نیازمند درگیری گروه‌های عضلانی بیشتر و مفاصل بیشتر است، تغییرپذیری سیستم در سطح ماکروسکپی (ازطریق تحلیل COP) افزایش می‌یابد درحالیکه در سطح میکروسکپی (اندازه‌گیری‌ها از طریق الکترومایوگرافی) تغییرپذیری سیستم کاهش می‌یابد (۱۶)؛ بنابراین این سوال مطرح می‌شود که به هنگام خستگی ناشی از فعالیت بدنی، مکانیزم‌های کنترلی کدام‌یک از راهبردها را برای حفظ عملکرد اتخاذ می‌کنند؟ به بیان دیگر، آیا تغییرپذیری حرکت افزایش می‌یابد یا کاهش؟

روش پژوهش

جامعه آماری شامل دانشجویان پسر دانشگاه خوارزمی بودند. همچنین نمونه پژوهش شامل دانشجویان رشته تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی می‌شد که به‌صورت داوطلبانه به مشارکت دعوت شدند. فرایند گزینش نمونه‌ها به این صورت بود که ۱۵ دانشجوی پسر با معیارهای vo2max> 30 ml/kg/min (کاشیهارا[5] و همکاران (۲۰۰۹))، نداشتن ناتوانی جسمانی، نداشتن ناهنجاری اسکلتی و نداشتن معافیت پزشکی برای فعالیت‌های هوازی شدید انتخاب شدند. مقادیر vo2max آن‌ها از طریق معادله اکسیژن مصرفی پروتوکل بروس BRUSE طبق معادله ذیل برآورد شد:

$$VO2\ max = 14.8 - (1.379 \times T) + (0.451 \times T^2) - (0.012 \times T^3)$$

آزمودنی‌های مطالعهٔ حاضر شامل ۱۵ مرد جوان می‌باشند (سن: ۱/۴۰±۲۱/۴۶ سال، قد: ۵/۹۶±۱/۷۷ سانتی‌متر، وزن: ۶/۲۱±۷۳ کیلوگرم و حداکثر ضربان قلب: ۵/۷۰±۲۰۰/۵۳ ضربه در دقیقه). آزمودنی‌ها سابقه هیچگونه بیماری عصبی ـ عضلانی و ناهنجاری اسکلتی نداشتند.

1. Borg & Laxback
2. Sternad
3. Morrison
4. Electromyogrophy
5. Kashihara

تجهیزات و وسایل آزمایش عبارتند از:

صفحه نیروسنج: از صفحه نیروسنج (Force plate) (مدل MIE انگلستان، ۵۰۰ هرتز) برای ارزیابی تعادل در وضعیت‌های ایستا استفاده می‌شود.

آنتروپی فازی: آنتروپی فازی کمیتی غیراحتمالی است که میزان فازی بودن یا ابهام سیستم موردمطالعه را نشان می‌دهد. این کمیت، درجه فازی‌بودن نامیده می‌شود. اندازه آنتروپی در سیستم تصادفی، درجه تردید و عدم قطعیت ناشی از تصادفی بودن است. درحالیکه، تردید و عدم‌اطمینان موجود در مجموعه‌ها، از ابهام و پیچیدگی سیستم موردمطالعه سرچشمه می‌گیرد؛ بنابراین آنتروپی فازی را می‌توان درجه تردید و عدم‌اطمینان دانست نه عامل تصادف (۱۷).

$$\text{FuzzyEn (m,r)} = \lim_{n\to\infty} [In\varphi^{m}(r) - In\varphi^{m+1}(r)]^{1}$$

m: تعداد بردارهای توالی

r: طول بردار هر داده در سری زمانی

n: تعداد داده‌های موجود در یک‌سری زمانی

تردمیل استاندارد: در این پژوهش از تردمیل آزمایشگاهی LODE ساخت کشور کانادا استفاده گردید.

ثبات: در مطالعهٔ حاضر ثبات، به‌عنوان متغیر عملکردی مورداستفاده قرار گرفت. جهت محاسبه ثبات در کنترل پاسچر، از فرمول‌های محاسباتی زیر استفاده گردید.

$$\text{MLSI} = \sqrt{\frac{(0-[x^2])}{n}} \qquad \text{APSI} = \sqrt{\frac{(0-[y^2])}{n}}$$

X: میانگین تغییرات مرکز فشار حول مرکز صفحه نیرو حول محور افقی

Y: میانگین تغییرات مرکز فشار حول مرکز صفحه نیرو حول محور عمودی

APSI: ثبات در محور قدامی خلفی

MLSI: ثبات در محور جانبی میانی

آزمون تردمیل بروس[1] یک شیوهٔ متداول برای تخمین حداکثر اکسیژن مصرفی می‌باشد. نحوه اجرای آزمون به این صورت بود که ابتدا در جلسه نخست برای ارزیابی حداکثر اکسیژن مصرفی روی تردمیل استاندارد از آزمودنی‌ها خواسته شد که پروتوکل بروس را اجرا کنند. این پرتوکل شامل ۹ مرحله ۳ دقیقه‌ای می‌باشد که در هر مرحله سرعت و شیب تردمیل مطابق با جدول زمانبندی افزایش می‌یابد. مدت زمانی را که فرد می‌تواند عملکرد خود را روی نوارگردان حفظ کند به‌عنوان امتیاز آزمون اندازه‌گیری شد و مطابق با آن، حداکثر اکسیژن مصرفی محاسبه شد.

نحوه اجرای آزمون به این صورت بود که ابتدا در جلسه نخست برای ارزیابی حداکثر اکسیژن مصرفی روی تردمیل استاندارد، از آزمودنی‌ها خواسته شد که آزمون بروس را اجرا کنند. این آزمون شامل ۹ مرحله ۳ دقیقه‌ای می‌باشد که در هر مرحله، سرعت و شیب تردمیل مطابق با جدول زمانبندی افزایش می‌یابد. مدت زمانی را که فرد می‌تواند عملکرد خود را روی تردمیل حفظ کند به‌عنوان امتیاز آزمون اندازه‌گیری شد و مطابق با آن، حداکثر اکسیژن مصرفی محاسبه شد. در جلسه دوم که یک هفته پس از جلسه اول برگزار شد ۱۵ نفر از آزمودنی‌هایی که حداکثر اکسیژن مصرفی آن‌ها بیشتر از ۳۰٪ حداکثر اکسیژن مصرفی بر حسب ml/kg/min بود به‌طور تصادفی انتخاب شدند و ابتدا تغییرات مرکز فشار آزمودنی‌ها روی صفحه نیروسنج ثبت شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد به‌مدت ۳۰ ثانیه به‌صورت ایستاده ساکن روی صفحه نیروسنج قرار گیرند. سپس فعالیت بدنی اصلی با ۵ دقیقه گرم کردن با سرعت ۵ کیلومتر در ساعت روی تردمیل شروع شده و سرعت تردمیل در هر دقیقه، ۱ کیلومتر در ساعت اضافه گردید. طی تمرین، ضربان قلب آن‌ها در هر دقیقه کنترل می‌شد (لامبورن و همکاران[2]). در این جلسه از آزمودنی خواسته شد پس از ۵ دقیقه گرم کردن، به‌مدت ۱۵ دقیقه با ۹۰ـ۸۰٪ حداکثر ضربان قلب روی تردمیل بدود (سرعت تردمیل با توجه به حداکثر اکسیژن مصرفی آزمودنی تنظیم می‌شود). سپس بلافاصله از آزمودنی خواسته شد که دوباره روی صفحه نیروسنج قرار گیرد و تغییرات COP[3] اندازه‌گیری شد. در جلسه سوم از آزمودنی خواسته شد با ۷۰ـ۶۰٪ حداکثر ضربان قلب به‌مدت ۲۵ دقیقه پس از ۵ دقیقه گرم کردن روی تردمیل بدود. بلافاصله بعد از پایان این دوره، از آزمودنی‌ها خواسته شد که روی صفحه نیروسنج به‌مدت ۳۰ ثانیه قرار گیرند و تغییرات COP اندازه‌گیری شد. در جلسه چهارم از آزمودنی‌ها خواسته شد با ۵۰ـ۴۰٪ حداکثر ضربان قلب روی تردمیل با سرعت تنظیم شده پس از ۵ دقیقه به‌صورت گرم کردن به‌مدت ۳۵ دقیقه بدود. سپس بلافاصله پس از اتمام این دوره از آزمودنی‌ها

1. Bruce
2. Lamborn at all
3. Center of pressure

خواسته شد که روی صفحه نیروسنج بایستند و تغییرات COP اندازه‌گیری شد. همچنین فاصله بین جلسات، یک هفته تعیین شد تا خستگی ناشی از جلسات فعالیت کاملا از بین برود.
برای توصیف خصوصیات آزمودنی‌ها از آمار توصیفی شامل میانگین و انحراف استاندارد استفاده شد. برای تعیین طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون کولموگروف ـ اسمیرنوف و برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از طرح تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری استفاده شد. همچنین سطح معناداری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج

بررسی اثر شدت فعالیت بدنی بر میزان ثبات در محور قدامی خلفی (AP): اجرای تحلیل واریانس اندازه‌های تکراری روی داده‌های ثبات در شدت‌های مختلف فعالیت بدنی، نشان‌دهنده اثر معنادار شدت فعالیت بدنی بود.

جدول۱ ـ آماره‌های استنباطی مربوط به ثبات در محور قدامی پشتی (AP)

	F	P	اتا
ثبات در محور AP	۵۶/۲۰۳	۰/۰۰۰	۰/۸۰۱

با توجه به اینکه اثرات درون‌گروهی توسط آزمون گرین هاوس گیسر[1]، با تعدیل درجه آزادی برای عامل زمان معنادار بود؛ در این عامل حداقل بین دو شدت فعالیت، تفاوت معناداری وجود دارد. پیرو معناداری اثر شدت‌های فعالیت بدنی، جهت تعیین محل تفاوت معنادار بین آن‌ها از اصلاح بونفرونی استفاده شد که نشان داد بین همه شدت‌های تمرینی با یکدیگر تفاوت معناداری وجود دارد. درواقع با افزایش شدت فعالیت بدنی، بی‌ثباتی افزایش می‌یابد (P=0.000).
بررسی اثر شدت فعالیت بدنی بر میزان ثبات در محور میانی جانبی (ML)[2]: اجرای تحلیل واریانس اندازه‌های تکراری روی داده‌های ثبات در شدت‌های مختلف فعالیت بدنی، نشان‌دهنده اثر اصلی معنادار شدت فعالیت بدنی بود.

1. Greenhouse-Geisser
2. Medio- Lateral

جدول۲ـ آماره‌های استنباطی مربوط به ثبات در محور میانی جانبی (ML)

متغیر	F	P	اتا
ثبات در محور **ML**	۹۷/۳۰۳	۰/۰۰۰	۰/۸۷۴

اینکه اثرات درون‌گروهی توسط آزمون گرین هاوس گیسر (با تعدیل درجه آزادی) برای عامل شدت فعالیت بدنی معنادار بود، نشان می‌دهد در این عامل، حداقل بین دو شدت فعالیت تفاوت معناداری وجود دارد. پیرو معناداری اثر شدت‌های فعالیت بدنی جهت تعیین محل تفاوت معنادار بین آن‌ها از اصلاح بونفرونی استفاده شد که نشان داد بین همه شدت‌های تمرینی با یکدیگر تفاوت معناداری وجود دارد. در واقع با افزایش شدت فعالیت بدنی، بی‌ثباتی افزایش می‌یابد (P=0.000).

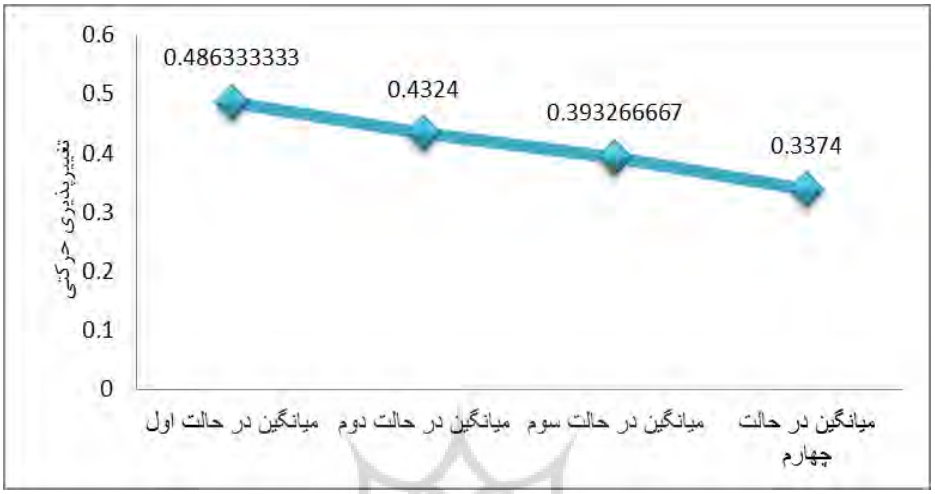
بررسی اثر شدت فعالیت بدنی بر میزان تغییرپذیری حرکتی در محور قدامی خلفی (AP)[1]: اجرای تحلیل واریانس اندازه‌های تکراری روی داده‌های ثبات در شدت‌های مختلف فعالیت بدنی، نشان‌دهنده اثر اصلی معنادار شدت فعالیت بدنی بود.

جدول۳ـ آماره‌های استنباطی مربوط به تغییرپذیری حرکتی در محور قدامی خلفی (AP)

	F	P	اتا
تغییرپذیری حرکتی در محور **AP**	۷۷/۱۰۲	۰/۰۰۰	۰/۸۴۶

با توجه به اینکه اثرات درون‌گروهی برای عامل شدت فعالیت بدنی معنادار بود نشان می‌دهد در این عامل، حداقل بین دو شدت فعالیت تفاوت معنادار وجود دارد. پیرو معناداری اثر شدت‌های فعالیت بدنی جهت تعیین محل تفاوت معنادار بین آن‌ها از اصلاح بونفرونی استفاده شد که نشان داد بین همه شدت‌های تمرینی با یکدیگر تفاوت معناداری وجود دارد. درواقع با افزایش شدت فعالیت بدنی، تغییرپذیری کاهش می‌یابد (P=0.000).

1. Antero-Posterior



شکل۱ـ میانگین نمرات تغییرپذیری حرکتی در محور قدامی خلقی پس از شدت‌های متفاوت تمرینی

حالت اول) میانگین امتیازات پیش از فعالیت بدنی

حالت دوم) میانگین امتیازات پس از شدت ۵۰ـ۴۰٪

حالت سوم) میانگین امتیازات پس از شدت ۷۰ـ۶۰٪

حالت چهارم) میانگین امتیازات پس از شدت ۹۰ـ۸۰٪

بررسی اثر شدت فعالیت بدنی بر میزان تغییرپذیری حرکتی در محور میانی جانبی (ML)[1]: اجرای تحلیل واریانس اندازه‌های تکراری روی‌داده‌های ثبات در شدت‌های مختلف فعالیت بدنی، نشان‌دهنده اثر اصلی معنادار شدت فعالیت بدنی بود.

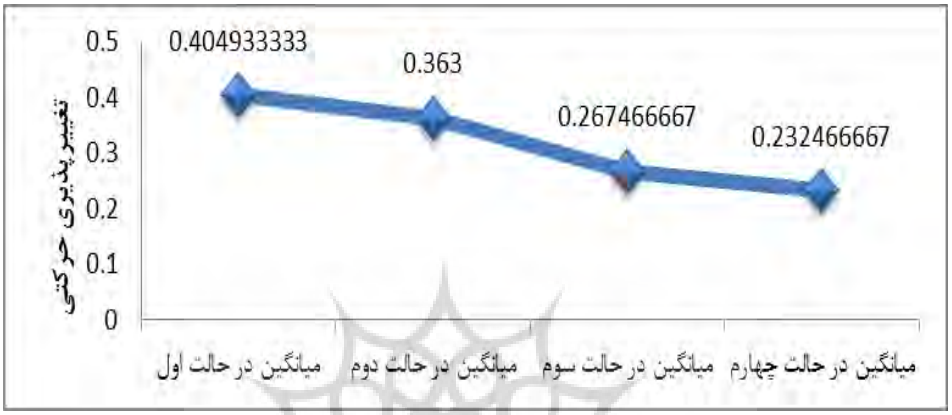
جدول۴ـ آماره‌های استنباطی مربوط به تغییرپذیری حرکتی در محور میانی جانبی (ML)

	F	P	اتا
تغییرپذیری حرکتی در محور **AP**	۵۰/۷۵۷	۰/۰۰۰	۰/۷۸۴

اینکه اثرات درون‌گروهی برای عامل شدت فعالیت بدنی معنادار بود نشان می‌دهد در این عامل، حداقل بین دو شدت فعالیت تفاوت معناداری وجود دارد. پیرو معناداری اثر شدت‌های فعالیت بدنی جهت تعیین محل تفاوت معنادار بین آن‌ها از اصلاح بونفرونی استفاده شد که نشان داد که به‌جز شدت سوم با چهارم

1. Medio- lateral

(P=0.382) بین بقیه شدت‌های تمرینی با یکدیگر تفاوت معناداری وجود دارد. درواقع با افزایش شدت فعالیت بدنی، تغییرپذیری کاهش می‌یابد. در شدت اول و دوم P=0.01 و بقیه P=0.000 می‌باشد.



شکل۲ ـ میانگین نمرات تغییرپذیری حرکتی در محور میانی جانبی پس از شدت‌های متفاوت تمرینی

حالت اول) میانگین امتیازات پیش از فعالیت بدنی

حالت دوم) میانگین امتیازات پس از شدت ۵۰ـ۴۰٪

حالت سوم) میانگین امتیازات پس از شدت ۷۰ـ۶۰٪

حالت چهارم) میانگین امتیازات پس از شدت ۹۰ـ۸۰٪

بحث و نتیجه گیری

اولین فرضیه موردپژوهش این مطالعه این بود که میزان ثبات در نوسانات پاسچری در قبل و بعد از فعالیت بدنی با شدت‌های ۵۰ـ۴۰٪، ۷۰ـ۶۰٪ و ۹۰ـ۸۰٪ ضربان قلب بیشینه با یکدیگر تفاوت دارد. نتایج مطالعهٔ حاضر نشان داد که در هر دو محور ML و AP، میزان ثبات در تعادل در شرایط پیش از فعالیت بدنی بالاتر از ثبات پس از شدت‌های متفاوت فعالیت بدنی است و همچنین با افزایش شدت فعالیت بدنی، ثبات در تعادل کاهش می‌یابد. این بخش از یافته‌ها با نتایج المان[1] و همکاران (۲۰۰۲) همخوانی داشت. آن‌ها تأثیر سطوح مختلف فعالیت بدنی بر روی نوسانات قامتی را سنجیدند و به این نتیجه رسیدند که فعالیت بدنی شدید باعث افزایش نوسانات قامتی می‌شود و به ثبات قامت لطمه می‌زند. همچنین یافته‌های این بخش با نتایج مطالعهٔ گاندویا[2] (۲۰۰۱) همخوانی داشت. او نشان داد که

1. Elman
2. Gandevia

با افزایش خستگی، قدرت عضلانی و کنترل عصبی ـ عضلانی کاهش می‌یابد و عملکرد تضعیف می‌شود. علاوه‌براین، یافته‌های این بخش با نتایج به‌دست آمده توسط مادامیل[1] و همکاران (۲۰۰۸) و گارانچر[2] و همکاران (۲۰۱۰) هم‌راستا بود. این یافته، پیش‌فرضی را برای فرضیه دیگر پژوهش حاضر ایجاد کرد. درواقع در مطالعهٔ حاضر با موردتوجه قرار دادن این موضوع که خستگی موجب تضعیف عملکرد (کاهش ثبات) در این تکلیف می‌گردد، هدف اصلی پژوهش حاضر این بوده که همراه با تضعیف عملکرد در تکلیف کنترل پاسچر که به‌وسیله خستگی ایجاد می‌شود، تغییرپذیری حرکتی (ساختار تغییرپذیری) چه تغییری می‌کند. نتایج مطالعهٔ حاضر نشان داد که در هر دو محور ML و AP، تغییرپذیری حرکتی در تعادل در شرایط پیش از فعالیت بدنی، بالاتر از تغییرپذیری حرکتی پس از شدت‌های متفاوت فعالیت بدنی است و همچنین با افزایش شدت فعالیت بدنی، تغییرپذیری حرکتی در تعادل کاهش می‌یابد. ازآنجاکه شدت فعالیت بدنی با سطوح متفاوت خستگی به‌عنوان یک عامل فشارزا بر سیستم کنترل همراه است، مطابق با این نتیجه هرچه سیستم کنترل قامت با خستگی بیشتری مواجه می‌شود تغییرپذیری حرکتی را کاهش می‌دهد. این یافته با پیش‌بینی فرضیه کنترل چندوجهی کنترل‌نشده که توسط لاتاش و همکاران (۲۰۰۲) عنوان شد موافق بود. فرضیه UCM بیان می‌کند که سیستم در برابر عوامل فشارزا همچون خستگی، تغییرپذیری حرکتی را کاهش می‌دهد. درواقع سیستم برای موفقیت در حفظ تعادل در شرایط خستگی، با کنترل دقیق نوسانات قامتی به عنوان یک متغیر عملکردی و سایر متغیرهای بنیادی مرتبط با این متغیر عملکردی که از اجزای تأثیرگذار و اساسی در این تکلیف به‌حساب می‌آیند برای حفظ تعادل تلاش می‌کند. این کنترل دقیق به‌وسیلهٔ تثبیت درجات آزادی در متغیرهای بنیادی مرتبط با متغیر عملکردی نوسانات قامتی ایجاد می‌شود. این‌گونه می‌توان تفسیر کرد که با بروز خستگی، ساختار تغییرپذیری به سمت ساختاری با قابلیت انعطاف‌پذیری کمتری حرکت می‌کند و همین انعطاف‌پذیری کمتر موجب می‌شود تا سیستم در مقابل محدودیت‌های محیطی و محدودیت‌های تکلیف، سازگاری پایین‌تری از خود نشان دهد و موجب کاهش سطح کیفی عملکرد فرد شود. این موضوع را می‌توان در بسیاری از موقعیت‌های ورزشی در بالاترین سطوح حرفه‌ای و در بازیکنان خبره به‌وضوح مشاهده کرد. این بخش از یافته‌ها با نتایج سیگنیتی[3] و همکاران (۲۰۰۹) همخوانی نداشت. آن‌ها دریافتند که با بروز خستگی، تغییرپذیری بزرگ‌تری در کینماتیک شاخص‌های عنوان‌شده مشاهده شد. ممکن است این عدم همخوانی به‌دلیل تفاوت در تکلیف و همچنین تفاوت در

1. Mademlin
2. Granacher
3. Cignetti

انتخاب متغیرهای عملکردی باشد. در مطالعهٔ سیگنیتی و همکاران از متغیرهای کینماتیکی استفاده گردید درصورتی‌که در مطالعهٔ حاضر، متغیر کینتیکی مرکز فشار موردسنجش قرار گرفت؛ اما یافته‌های این بخش با نتایج فالا و همکاران (۲۰۰۷) همخوانی داشت. همچنین نتایج مطالعهٔ حاضر با نتایج فارینا و همکاران (۲۰۰۸) همراستا بود. درواقع با بروز خستگی، سیستم کنترل برای حفظ عملکرد درجات آزادی را تثبیت می‌کند که مطابق با پیش‌بینی‌های فرضیه UCM هست. یافته‌های پژوهش حاضر با نتایج پژوهش فالر و همکاران (۲۰۱۱) همخوانی نداشت. در مطالعهٔ فالر و همکاران (۲۰۱۱) تأثیر خستگی روی تغییرپذیری در تکلیف هدف‌گیری متناوب بررسی شد. نتایج نشان داد تغییرپذیری در وضعیت نقطه پایانی همراه با بروز تغییرپذیری بدون تغییر بود. تغییرپذیری در وضعیت مفصل و مرکز جرم، همراه با بروز خستگی افزایش یافت. دلیل عمده این ناهمخوانی را می‌توان در نوع تکلیف و همچنین متغیر عملکردی کینماتیکی انتخاب‌شده دانست. قابل‌ذکر است که پژوهشی که تأثیر خستگی را روی تکلیف کنترل بررسی کند صورت نگرفته است و یکی از ضرورت‌های کار حاضر نیز همین بوده است. نتایج متناقضی که در این بخش دیده می‌شود به‌وسیلهٔ دو فرضیه تغییرپذیری جبرانی و UCM توجیه می‌شود. نتایج این مطالعه هم‌راستا با فرضیه UCM هست. همکوشی‌های حرکتی که در تکلیف کنترل پاسچر فعال می‌شوند، در پاسخ به خستگی تعدیل گردیده است. این تعدیل به‌وسیلهٔ تثبیت درجات آزادی صورت می‌گیرد. این تعدیل موجب می‌گردد تا ساختار تغییرپذیری تغییر یابد و به ساختاری با انعطاف پایین‌تر تبدیل گردد تا بتواند از برهم‌خوردن تعادل جلوگیری کند. درواقع استراتژی‌ای که به‌وسیلهٔ سیستم عصبی مرکزی ایجاد می‌گردد، برای حفظ عملکرد و کارآمدی سیستم سعی در تمرکز روی اجزا بنیادی اصلی سیستم دارد و با ایجاد تثبیت در این اجزای بنیادی، هدف خود که همان حفظ تعادل هست را برآورده می‌سازد. ایجاد این تثبیت در متغیرهای بنیادی این تکلیف موجب تثبیت متغیرهای عملکردی می‌شود که این خود باعث می‌گردد تا از قابلیت سازگاری سیستم با محیط کاسته شود. نتایج مطالعهٔ حاضر نشان داد که با افزایش شدت فعالیت بدنی و خستگی متعاقب آن، تغییرپذیری حرکتی کاهش می‌یابد که نشان از کاهش درجات آزادی در متغیرهای بنیادی مربوط به کنترل این تکلیف دارد.

آن چیزی که در ارتباط بین تغییرپذیری حرکتی و عملکرد، نقش تعیین‌کننده دارد قیود فردی، محیطی و تکلیف است. مطالعهٔ این ارتباط می‌بایست تحت تأثیر این قیود انجام گیرد. نوع این ارتباط در پژوهش‌های پیشین تحت تأثیر محدودیت‌های محیطی (دست‌کاری‌های گیرنده‌های حسی) و محدودیت‌های تکلیف (دشواری فزاینده تکلیف) موردبررسی قرارگرفته بود؛ اما مطالعات کمی در زمینهٔ محدودیت‌های فردی و چگونگی تبیین ارتباط بین عملکرد و تغییرپذیری ازسوی این محدودیت صورت

گرفته است و به‌طور خاص تاکنون مطالعه‌ای تأثیر محدودیت فردی خستگی را روی تغییرپذیری حرکتی و ارتباط آن با عملکرد را بررسی نکرده است. انتخاب این متغیر به این دلیل بود که یکی از عوامل اصلی محدودکننده عملکرد چه در محیط‌های ورزشی و چه در محیط‌های غیرورزشی به‌حساب می‌آید و نقش تعیین‌کننده‌ای دارد؛ بنابراین هدف پژوهش حاضر بررسی تأثیر خستگی روی تغییرپذیری حرکتی در نوسانات قامتی (تعادل) در تکلیف کنترل قامت از سوی محدودیت فردی خستگی بود. نتایج مطالعهٔ حاضر نشان داد که با افزایش شدت فعالیت بدنی و خستگی متعاقب آن، تغییرپذیری حرکتی کاهش می‌یابد که نشان از کاهش درجات آزادی در متغیرهای بنیادی مربوط به کنترل این تکلیف دارد. با افزایش سطح خستگی، تغییرپذیری حرکتی کاهش می‌یابد و این کاهش تغییرپذیری با افزایش نوسانات قامتی (کاهش ثبات) همراه است. این‌گونه می‌توان استنباط کرد که هرچه تغییرپذیری سیستم بالاتر باشد، سیستم عملکرد بهینه‌تری از خود نشان می‌دهد و با کاهش تغییرپذیری حرکتی که به‌وسیلهٔ محدودکننده‌های گوناگون ایجاد می‌شود، عملکرد دچار نقصان می‌شود. درنهایت تغییرپذیری را نمی‌توان عامل نوفه در سیستم قلمداد کرد؛ بلکه عاملی است که عملکرد سیستم را ترقی می‌بخشد. در مدل‌های یادگیری ارائه‌شده نیز هرچه فرد به سمت مراحل بالاتر یادگیری حرکت می‌کند، هرچند مقدار تغییرپذیری کاهش می‌یابد؛ ولی ساختار تغییرپذیری افزایش می‌یابد و سیستم را به سمت سیستمی با پیچیدگی بالاتر که توانایی بالاتری در مواجه با محدودیت‌ها دارد هدایت می‌کند. پیشنهاد می‌شود به دلیل چندوجهی بودن ماهیت تغییرپذیری حرکتی در موقعیت‌های حرکتی و ورزشی، این مطالعه با تکالیف حرکتی متفاوت نیز اجرا گردد. همچنین پیشنهاد می‌گردد این مطالعه تحت تأثیر سایر متغیرهای فردی (جنس، سن و تبحر) نیز اجرا گردد و علاوه‌براین در مطالعات آینده، تأثیر تعاملی این محدودیت‌ها با یکدیگر بررسی گردد. در مطالعهٔ حاضر تأثیر خستگی بر تغییرپذیری در سطح ماکروسکپیک (تغییرات COP) مورد بررسی قرار داده شد و پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده، تأثیر خستگی در سطح میکروسکپیک (EMG و EEG) مورد بررسی قرار گیرد و تغییرپذیری در این سطوح با یکدیگر مقایسه گردد. همچنین به‌دلیل گستردگی مباحث مربوط به خستگی پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده، تأثیر خستگی روی تغییرپذیری در سطوح مختلف آن همچون سطح عضلانی، سطح عصبی و خستگی متابولیسمی به‌طور جداگانه بررسی گردد. با توجه به اثر شدت‌های مختلف فعالیت بدنی و خستگی متعاقب آن بر تغییرپذیری حرکتی، این نتایج پیشنهاد می‌کنند مربیان حوزه سلامت روان، طی فعالیت بدنی به شدت‌هایی که منجر به تغییرپذیری حرکتی و افت عملکرد در حین فعالیت بدنی می‌گردند توجه بیشتری کرده و آن‌ها را بشناسند. مربیان در حین بررسی تغییرپذیری حرکتی در حین فعالیت بدنی، به سطح مهارتی افراد که بر سرعت پردازش اطلاعات آن‌ها که بر میزان کاهش

قابلیت پاسخگویی اثر می‌گذارد توجه داشته باشند. با توجه به رابطهٔ بین تغییرپذیری حرکتی با عملکرد و سطح فعالیت جسمانی عادتی آن‌ها، این نتایج پیشنهاد می‌کنند مربیان در بررسی عملکرد در حین فعالیت بدنی، به مسئلهٔ تفاوت‌های فردی در تغییرپذیری حرکتی توجه داشته باشند.

منابع

1) Magill R A. Motor learning: Conceptsand applications. 4thed. Champaign. IL: Human Kinetic, Chicago; 2012: 23-8.

2) Latash M L, Lestienn F. Motor control and learning. 4thed. Champaign. IL: Springer Science, Newyork; 2006: 214-302.

3) Shumway C A, Wollacott M. Motor control: Translating research into clinical practice. 4thed. Champaign. IL: Springer Science, Newyork; 2012:161-93.

4) Gandevia S C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. Gait Posture. 2008;11:21- 37.

5) Balasubramaniam R, Riley M A, Turvey M T. Specificity of postural sway to the demands of a precision task. Gait Posture. 2009;11:12–24.

6) Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control. Neuroscience and Biobehavioral Reviews. 2012;36:162–76.

7) Cignetti F, Schena F, Rouard A. Effects of fatigue on inter-cycle variability in cross-country skiing. Biomech. 2009;42:1452–9.

8) Falla D, Farina D. Periodic increases in force during sustained contraction reduce fatigue and facilitate spatial redistribution of trapezius muscle activity. Brain Res. 2007; 182:99–107.

9) Farina D H, Dingwell J B. Muscle fatigue does not lead to increased instability of upper extremity repetitive movements. Biomech. 2010;43:913–9.

10) Granacher U, Gruber M, Forderer D, Strass D, Gollhofer A. Effects of ankle fatigue on functional reflex activity during gait perturbations in youngand elderly men. Gait Posture. 2010;32:107–12.

11) Faler, S T, Tong S, Mustola S, Thakor N V. Monotonicity of approximate entropy during transition from awareness to unresponsiveness due to propofol anesthetic induction. IEEE Tansactions on Biomedical Engineering. 2010;53(4):75-669.

12) Regina T, Stergiou N. Principles to guide physical therapist practice movement variability and the use of nonlinear tools. Physther. 2009;89:267-82.

13) Duarte M, Sternad D. Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. Neuroengineering and Rehabilitation. 2008;8:48-61.

14) Vaillancourt D E, Newell K M. Changing complexity in human behavior and physiology through aging and disease. Brain Res. 2002;111:147-60.

15) Borg F G, Laback G. Entropy of balance – Some recent results. Neuroengineering and Rehabilitation. 2010;7:38.52.

16) Duarte M, Sternad D. Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. Biomech. 2008;32:811-23.

17) Morrison S, Hong S L, Newell K M. Inverse relations in the patterns of muscle and center of pressure dynamics. Clinical EEG and Neuroscience. 2007;42(2):88–102.

18) Burioka N, Corn´E G, Maegaki Y, Halberg F, Kaplan D T, Miyata M, et al. Approximate entropy of the electroencephalogram in healthy awake subjects and absence epilepsy patients. Clinical EEG and Neuroscience. 2005;36(3):93-188.

ارجاع دهی به روش ونکوور

محمدی محسن، بهرام عباس. اثر شدت‌های مختلف فعالیت بدنی بر تغییرپذیری نوسانات قامتی در وضعیت ایستادن قائم. رفتار حرکتی. زمستان ۱۳۹۳؛ ۶(۱۸):۶۲-۱۴۷.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

Effect of different intensities of physical activity on postural sway motor variability in vertical standing position

M. Mohammadi[1], A. Bahram[2]

1. MSc. at Kharazmi University*
2. Associate Professor at Kharazmi University

Received date: 2013/12/22 **Accepted date: 2014/08/13**

Abstract

The aim of the present study was to assess how increasing fatigue in standing balance task affects performance and the variability of postural sway. Fifteen young healthy men participants were asked to stand still on a force plate after three levels (40-50%, 60-70%, 80-90% max of heart rate) of Physical Activity. As physical activity intensity increased, the amplitude of postural sway also increased. In the antero-posterior axis and medio-lateral axis Fuzzy Entropy (variability) of postural sway decreased from the stable condition to three level of physical activity condition. Lower values of Fuzzy Entropy in postural sway during stable condition correlated with greater percent increases in postural sway in medio-lateral and antero-posterior axis from the standing still condition to the highest level of physical activity intensity condition. With fatigue, The structure of variability move to less flexibility And it makes the system less flexible and environmental constraints limited duty to adapt their show lower and decrease the performance qualitative level of postural control task.

Keywords: Physical Activity, Postural sway, Fuzzy Entropy, Fatigue

* Corresponding Author Email:mohsenmohammaditmu@gmail.com