10.22037/jrm.2019.111913.2126 Research Article

Effect of Being Athlete on the Structure and Organization of Walking Neural Control with and without Disturbance

Morteza Yaserifar [1], Ziya Fallah Mohammadi [*2], Sayed Esmaiel Hosseininejad [3], Iman Esmaili Paeen Afrakoti [4]

1. PhD Candidate, Department of Exercise Physiology, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran
2. PhD, Associated Professor, Department of Exercise Physiology, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran
3. PhD, Assistant Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Science, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran
4. PhD, Assistant Professor, Department Electrical Engineering, Faculty of Technology and Engineering, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran

Received: 2019.May.25 **Revised:** 2019.September.01 **Accepted:** 2019.September.18 **Published Online:** 2019.September.22

ABSTRACT

Background and Aims: Does long-term training modify the neural control of walking pattern? The purpose of the present study was to investigate the effect of being athlete on the structure and organization of walking neural control with and without disturbance.
Materials and Methods: The present study was performed as a semi-experimental study. Participants included 12 football plyer students and 12 non-athlete students at the University of Mazandaran. They performed treadmill walking pattern with open-eyes and closed-eyes conditions. Lower extremity muscles electromyography was collected using Noraxon system during walking. Muscle synergy variables, including sum, duty, peak, and area muscle activities, were calculated using Non-negative matrix factorization. The data comparisons for the assessment of the variables were performed running the two-way ANOVA test in SPSS software.
Results: Athletes showed less duty and the total muscle activity compared with non-athletes during open eyes walking ($p < 0.001$). Peak muscle activity was higher during open eyes walking compared with closed eyes walking in athletes ($p = 0.003$). In contrast, duty, area, and the total muscle activity of athletes were lower than those in non-athletes ($p < 0.001$).
Conclusion: The results of the present study suggested that doing exercise training for long-term period can change modules of neuromuscular system in walking pattern. Soccer players have the ability to employ muscle groups with higher peak muscle activity. In contrast, duty, area, and the total muscle activity are lower in soccer players compared with non-athlete individuals and can be an evidence for different decision of neuromuscular system of these groups when doing walking pattern.

Keywords: Walking; Motor Control; Exercise Training

How to cite this article: Morteza Yaserifar, Ziya Fallah Mohammadi, Sayed Esmaiel Hosseininejad, Iman Esmaili paeen Afrakoti. 2020; 9(2):158-166.

[*]**Corresponding Author**: Dr. Ziya Fallah Mohammadi, Associate Professor, Department Exercise Physiology, Faculty of Physical Education and Sport Science, University of Mazandaran, Mazandaran, Iran
Email: ziafalm@yahoo.com

مقاله پژوهشی
10.22037/jrm.2019.111913.2126

بررسی اثر ورزشکار بودن بر ساختار و سازماندهی کنترل عصبی راه رفتن با و بدون اعمال آشفتگی

مرتضی یاسری‌فر[۱]، ضیاء فلاح محمدی[۲*]، سید اسماعیل حسینی‌نژاد[۳]، ایمان اسمعیلی پایین افراکتی[۴]

۱. دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، مازندران، ایران
۲. دانشیار فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، مازندران، ایران
۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، مازندران، ایران
۴. استادیار مهندسی برق الکترونیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه مازندران، مازندران، ایران

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۰۳/۰۴ بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۶/۱۰ پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۶/۲۷

چکیده

مقدمه و اهداف: آیا انجام تمرینات طولانی‌مدت کنترل عصبی الگوی راه رفتن را تغییر می‌دهد؟ هدف از انجام مطالعه حاضر، بررسی اثر ورزشکار بودن بر ساختار و سازماندهی کنترل عصبی راه رفتن با و بدون اعمال آشفتگی بود.

مواد و روش‌ها: مطالعه حاضر به عنوان یک مطالعه نیمه‌تجربی اجرا شد. آزمودنی‌ها شامل ۱۲ دانشجوی فوتبالیست و ۱۲ دانشجوی غیرورزشکار دانشگاه مازندران بودند. آنها الگوی راه رفتن روی نوار گردان با چشمان باز و چشمان بسته را اجرا کردند. الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی طی راه رفتن با سیستم نوراکسون ثبت شد. متغیرهای سینرژی عضلانی شامل مجموع، دوره، اوج و ناحیه فعالیت عضلات بود که با استفاده از روش فاکتورگیری ماتریکس غیرمنفی محاسبه شد. مقایسه داده‌ها برای ارزیابی متغیرها با آزمون تحلیل واریانس دوطرفه در نرم‌افزار اس.پی.اس.اس انجام شد.

یافته‌ها: ورزشکاران دوره فعالیت و مجموع فعالیت عضلات کمتری در راه رفتن با چشمان باز را نسبت به غیرورزشکاران نشان دادند ($p<۰/۰۰۱$). اوج فعالیت عضلات ورزشکاران در راه رفتن با چشمان باز نسبت به راه رفتن با چشمان بسته غیرورزشکاران بالاتر بود ($p=۰/۰۰۳$)، در مقابل دوره فعالیت، سطح فعالیت و مجموع فعالیت عضلات در ورزشکاران نسبت به غیرورزشکاران پایین‌تر بود ($p<۰/۰۰۱$).

نتیجه‌گیری: نتایج مطالعه حاضر پیشنهاد می‌دهد که انجام تمرینات ورزشی برای دوره طولانی می‌تواند تعدیلات سیستم عصبی-عضلانی در الگوی راه رفتن را تغییر دهد. بازیکنان فوتبال توانایی به‌کارگیری گروه‌های عضلانی با اوج فعالیت بیشتر عضلات را دارند. در مقابل، دوره فعالیت، ناحیه فعالیت و مجموع فعالیت عضلات در بازیکنان فوتبال نسبت به افراد غیرورزشکار کمتر است و می‌تواند گواهی برای تصمیم‌گیری متفاوت سیستم عصبی-عضلانی این گروه‌ها هنگام اجرای الگوی حرکتی راه رفتن باشد.

واژه‌های کلیدی: راه رفتن؛ کنترل حرکتی؛ تمرین ورزشی

نویسنده مسئول: دکتر ضیاء فلاح محمدی، دانشیار، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، مازندران، ایران
آدرس ایمیل: ziafalm@yahoo.com

مقدمه و اهداف

راه رفتن به عنوان یکی از پرتکرارترین فعالیت‌های روزمره انسان[۱] می‌تواند منشا بسیاری از آسیب‌ها باشد که معمولا هنگام بروز یک آشفتگی ایجاد می‌شود.[۲] آشفتگی‌هایی مانند از دست دادن تعادل، برخورد با اجسام خارجی و کاهش ناگهانی میدان دید می‌تواند باعث بروز آسیب شود. گزارش شده است که الگوهای فضایی سیستم عصبی مرکزی[1] در افراد سالم توانایی ایجاد مجموعه بهینه‌ای از پاسخ‌های مطلوب کنترلی را به دنبال ایجاد آشفتگی دارد.[۳] با این وجود، وقوع آسیب‌های ناشی از ایجاد آشفتگی نشان می‌دهد که میزان موفقیت سیستم عصبی-عضلانی در مواجهه با آشفتگی به سطح توانمندی این سیستم در کنترل حرکتی بستگی دارد.[۲] محققین گزارش نموده‌اند ورزش و فعالیت بدنی منظم در بهبود کارایی سیستم عصبی-عضلانی و ایجاد پاسخ‌های مناسب حین آشفتگی در اجرای مهارت ورزشی موثر است.[۴]

مداخلات تمرینی (ترکیبی از تمرینات قدرتی، تعادلی و هوازی) از طریق تقویت گروه‌های عضلانی سبب کاهش آسیب‌ها به هنگام وقوع آشفتگی می‌شود.[۵] هم‌چنین، گزارش شده است که توانمندی فیزیولوژیکی ایجادشده در اثر تمرین، در کنترل حرکت پس از آشفتگی موثر است[۶]؛ بنابراین، ممکن است تمرینات ورزشی رویکردهای مورد استفاده سیستم عصبی مرکزی در کنترل حرکتی را تغییر دهد.[۷] پژوهش‌های مختلف ارتقای هماهنگی عصبی-عضلانی به هنگام اجرای مهارت‌های ورزشی متعاقب دوره‌های تمرینی را نشان داده‌اند.[۸-۱۰] با وجود اثبات اثرات مثبت ورزش بر بهبود هماهنگی و ارتقای سطح عملکرد ورزشی[۱۱، ۱۲] رویکردهای سیستم عصبی مرکزی برای کنترل رفتار حرکتی همچنان مورد بحث است. هم‌چنین، مکانیسم اثر ورزش بر کنترل حرکتی در الگوهای‌های غیرورزشی مانند راه رفتن نامشخص است. درک تفاوت عملکرد سیستم عصبی-عضلانی ورزشکاران حین مواجهه با آشفتگی در مقایسه با افراد غیرورزشکار، می‌تواند در ارتقای آگاهی پژوهشگران جهت اعمال مداخلات تمرینی و درمانی در این افراد و کاهش آسیب‌های ناشی از آشفتگی مفید باشد. یکی از بهترین روش‌های بررسی عملکرد سیستم عصبی-عضلانی تحلیل الگوی سینرژی عضلانی است.[۱۳]

سینرژی عضلانی نشان‌دهنده رویکردهای عصبی مرکزی به منظور تسهیل در کنترل درجه آزادی اندام‌ها در اجرای حرکات است و به عنوان الگویی از هم‌انقباضی عضلات فراخوانده‌شده توسط یک دستورالعمل عصبی در نظر گرفته می‌شود.[۱۴] سینرژی عضلانی می‌تواند رویکردهای مرکزی الگوهای فعالیت عضلانی را حین راه رفتن نشان دهد و اثرات آشفتگی‌ها بر این الگو را نمایان سازد.[۱۵] فرض تحقیق حاضر بر این بود که فعالیت ورزشی منظم می‌تواند سبب تغییر در کنترل رویکرد سیستم عصبی مرکزی در الگوی راه رفتن شود. بررسی سینرژی عضلانی در ورزشکاران حین مواجه با آشفتگی و مقایسه آن با نتایج افراد غیرورزشکار، مکانیسم اثر ورزش را بر عملکرد سیستم عصبی-عضلانی مشخص می‌کند؛ بنابراین، هدف پژوهش حاضر بررسی اثر ورزشکار بودن بر ساختار و سازماندهی کنترل عصبی راه رفتن با و بدون اعمال اشفتگی است.

مواد و روش‌ها

۲۴ دانشجوی سالم دانشگاه مازندران، دوازده ورزشکار و دوازده غیرورزشکار به شکل در دسترس برای شرکت در آزمون انتخاب شدند. آزمودنی‌های ورزشکار شامل فوتبالیست‌های فعال دانشگاه مازندران بودند که سابقه هفت سال تمرین مداوم را داشتند. همه آزمودنی‌ها راست‌پا بودند و سابقه آسیب‌دیدگی در شش ماه گذشته، و همچنین عارضه‌ای که بر الگوی راه رفتن آنها تاثیرگذار باشد را نداشتند. آزمودنی‌ها به منظور آشنایی با نوع آزمون و محیط آزمایشگاه به مرکز تندرستی دانشگاه مازندران دعوت شدند. همه آزمودنی‌ها پرسش‌نامه سلامت و برگه رضایت‌نامه مبنی بر شرکت در تحقیق کنونی را تکمیل نمودند.

از دستگاه ثبت الکترومیوگرافی هشت کاناله نورآکسون (Noraxon myoMotion, USA) به منظور ثبت فعالیت الکتریکی عضلات استفاده شد. هشت عضله پای راست (پایی که با آن به توپ ضربه می‌زدند) شامل عضلات واستوس مدیالیس، واستوس لترالیس، بایسپس فموریس، سمی تاندونیت، گاستروکنموس داخلی، سولئوس، تیبیالیس قدامی[۱۵] و پرونئوس لانگوس برای الکترودگذاری آماده شد. عضله پرونئوس لانگوس به عنوان کنترل‌کننده حرکت در مفصل مچ پا در مقاله حاضر اعمال شد (شکل ۱). موهای زائد با خودتراش از روی پوست ناحیه مورد نظر تراشیده شد و سپس با الکل کاملا تمیز شد. از الکترودهای یک‌بارمصرف نقره-کلراید نقره مطابق با پروتکل اروپایی سنیام[2] برای الکترودگذاری استفاده شد. فرکانس نمونه‌برداری داده-های الکترومیوگرافی ۱۵۰۰ هرتز بود. سیگنال الکترومیوگرافی با فرکانس بالاگذر ۳۵ هرتز (باتروث سه) فیلتر شد.[۱۶] داده‌ها به طور کامل یک‌سوسازی شدند و فیلتر پایین‌گذر ۵ هرتز (باتروث سه) اجرا شد.[۱۷] هر سیکل از نظر زمانی به صد نقطه هنجار و سپس مقادیر داده‌ها به اوج خود نرمال شد.

1 Central Nervous System (CNS)

2 SENIAM

شکل ۱. الکترودگذاری بر روی پای راست آزمودنی

قد آزمودنی‌ها به وسیله قدسنج دیواری (با دقت ۰/۵ سانتی‌متر) و وزن آنها با ترازوی دیجیتال (SECA, Germany) با دقت ۰/۱ کیلوگرم ثبت شد. فوت سوییچ[1] روی پای راست قرار داده شد و از خروجی‌های آن برای استخراج سیکل راه رفتن استفاده شد.

آزمودنی‌ها به منظور گرم کردن و همچنین آشنایی با نوار گردان با کفش ورزشی دلخواه به مدت شش دقیقه راه رفتن روی نوار گردان (H/P COSMOS, Germany) را انجام دادند. در این مرحله آزمودنی سرعت راه رفتن دلخواه خود را مشخص می‌کرد (مقدار سرعتی که خود شخص در آن احساس راحتی داشت).[۱۵] پس از انجام کلیه مراحل هر آزمودنی به مدت دو دقیقه روی نوار گردان راه رفتن با سرعت معمولی خود را انجام داد و هم‌زمان داده‌های الکترومیوگرافی اندام تحتانی ثبت شد. پس از اتمام دو دقیقه، آزمودنی به مدت یک دقیقه در حالت نشسته استراحت کرد و در مرحله بعد نیز همان آزمون را با چشمان بسته انجام داد (از چشم‌بند استفاده شد). به منظور پیشگیری از خطر سقوط در این مرحله بخش جلویی و پشتی آزمودنی، روی نوار گردان، با طناب محدود شد و به محض تماس با این طناب‌ها آزمودنی سرعت خود را برای حفظ راه رفتن تنظیم می‌کرد. همچنین در حین اجرای آزمون بازخورد وضعیتی لازم به منظور کاهش استرس ناشی از خطر سقوط داده می‌شد. به منظور ثبت سرعت مناسب در راه رفتن با چشم بسته نیز شش دقیقه راه رفتن انجام شد و سرعت دلخواه توسط آزمودنی مشخص شد. پس از یک دقیقه استراحت آزمودنی‌ها به منظور ثبت داده‌های الکترومیوگرافی با چشمان بسته شروع به راه رفتن کردند. به محض اینکه آزمودنی‌ها به سرعت دلخواه تاییدشده خود رسیدند، ثبت داده به مدت دو دقیقه انجام شد.

داده‌های راه رفتن به سه زیرمجموعه چهل ثانیه‌ای تقسیم شد و از هر بخش یک سیکل راه رفتن به طور تصادفی استخراج شد. به منظور بررسی سینرژی عضلانی از داده‌های الکترومیوگرافی در هر سیکل، از روش فاکتورگیری ماتریکس غیرمنفی[2] به روش هماهنگ استفاده شد.[۷] این الگوریتم سینرژی (W) و نسبت فعالیت این سینرژی‌ها (C) را محاسبه می‌نماید، به‌طوری‌که فعالیت عضله برابر خواهد بود با:

$$M=W\times C+error \qquad \text{رابطه ۱}$$

در رابطه ۱، W یک ماتریکس m×n است، به‌طوری‌که m تعداد عضلات (هشت عضله در این مطالعه) و n تعداد خاص سینرژی است. C یک ماتریکس n×t است، t نشان‌دهنده زمان است؛ بنابراین، هر ستون W نشان‌دهنده نسبت میزان دخالت هر عضله در هر سینرژی است (متغیر فضایی) و هر یک از سطرهای C سطح فعالیت هر سینرژی را در هر سیکل راه رفتن را نشان می‌دهد (متغیر زمانی). برای تعیین تعداد سینرژی برای هر فرد در هر آزمون از معیار واریانس[3] مطابق رابطه ۲ استفاده شد.[۷] در این رابطه EMG مربوط به داده‌های ماتریکس اصلی است. اولین تعداد سینرژی که ۹۰ درصد ویژگی فضای سیگنال ورودی را داشت، به عنوان تعداد مطلوب سینرژی انتخاب شد.[۱۸]

$$VAF=1-\frac{\|EMG-W*C\|^2}{\|EMG\|^2} \qquad \text{رابطه ۲}$$

برای تعیین الگوهای زمانی فعالیت عضله، سه مولفه از ضرایب فراخوانده‌شده سینرژی عضله استخراج شد: ۱- سطح فعالیت فراخوانده‌شده[4] که به عنوان ناحیه زیر منحنی میانگین ضریب فراخوانی است، ۲- دوره فعالیت[5] به عنوان درصدی از سیکل راه رفتن که ضریب فراخوانی در آن بالای پانزده درصد اوج فعالیت بود و ۳- اوج فعالیت[6] عضلات که بیشترین مقدار فعالیت در هر متغیر زمانی است. همچنین، حاصل جمع

1 Foot Switch
2 Non-negative Matrix Factorization
3 Variance Account for (VAF)
4 C Area
5 C Duty
6 C Pick

فعالیت عضلات در هر متغیر فضایی به عنوان مجموع فعالیت[1] عضلات محاسبه شد.[19] برای مقایسه این متغیرها، متغیرهای زمانی و فضایی در هر سه سیکل برای هر آزمودنی به شکل مجزا استخراج شد. سپس سطح فعالیت، دوره فعالیت، اوج فعالیت و مجموع فعالیت در هر سینرژی برای هر سیکل محاسبه شد. میانگین محاسبه‌شده هر متغیر برای هر آزمودنی (سه سیکل راه رفتن) استخراج شد و برای مقایسه مورد استفاده قرار گرفت.

به منظور تجزیه‌وتحلیل داده‌های الکترومیوگرافی ثبت‌شده از نرم‌افزار Matlab2016 استفاده شد. برای مقایسه شاخص‌های استخراجی معیار واریانس بین گروه‌ها از آزمون آنالیز واریانس دوطرفه استفاده شد. آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه دو به دو متغیرها در گروه‌ها استفاده شد. از نرم‌افزار Excel2016 برای رسم نمودارها استفاده شد. کلیه فرضیه‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS23 بررسی شد. سطح معناداری آزمون‌ها $p\leq0.05$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

در جدول ۱، یافته‌های حاصل از بررسی آمار توصیفی متغیرهای مورد پژوهش شامل سن، قد و وزن آزمودنی‌ها و هم‌چنین نتایج آزمون کلوموگروف-اسمیرنف برای تعیین نرمال بودن این متغیرها در دو گروه ورزشکار و غیرورزشکار نشان داده شده است.

جدول ۱. مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها (n=۲۴)

	غیرورزشکار			ورزشکار		
متغیرها	معناداری	حداکثر-حداقل	انحراف معیار±میانگین	معناداری	حداکثر-حداقل	انحراف معیار±میانگین
سن (سال)	۰/۰۸	۲۰-۳۴	۲۵/۱۶±۵/۱۸	۰/۰۶	۲۰-۳۳	۲۴/۱۶±۵/۴۷
قد (سانتی‌متر)	۰/۲۰	۱۶۲-۱۸۹	۱۷۵/۷۰±۷/۹۳	۰/۲۰	۱۶۸-۱۸۰	۱۷۴/۲۰±۳/۸۱
وزن (کیلوگرم)	۰/۲۰	۵۷-۹۹	۷۴/۷۹±۱۱/۹۹	۰/۲۰	۵۸-۸۷	۷۲/۴۷±۸/۹۸

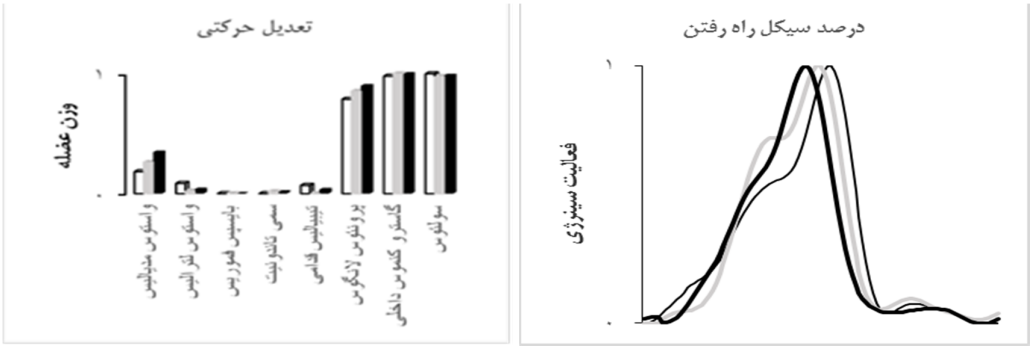
معناداری= سطح معناداری آزمون کلموگروف-اسمیرنف (α=۰/۵۰)

با توجه به نتایج به‌دست‌آمده در جدول ۲ ورزشکاران به هنگام راه رفتن با چشمان باز سه سینرژی و غیرورزشکاران دو سینرژی را نشان دادند. این مقدار اولین تعداد سینرژی بود که بالای ۹۰ درصد ویژگی فضای سیگنال ورودی را داشت. هر دو گروه ورزشکار و غیرورزشکار به هنگام راه رفتن با چشم بسته دو سینرژی را نشان دادند.

جدول ۲. نتایج واریانس معیار به‌دست‌آمده از یک سیکل راه رفتن (n=۲)

سینرژی	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸
ورزشکار چشم باز	۶۳	۸۶	۹۶	۹۶	۹۶	۹۱	۹۸	۱
ورزشکار چشم بسته	۷۲	۹۰	۹۲	۹۵	۹۶	۹۸	۹۷	۹۹
غیرورزشکار چشم باز	۷۰	۹۱	۹۵	۹۶	۹۷	۹۸	۹۸	۹۹
غیرورزشکار چشم بسته	۸۵	۹۱	۹۵	۹۷	۹۷	۹۷	۹۱	۹۹

_=نشان‌دهنده اولین تعداد سینرژی که بالای ۹۰٪ ویژگی فضای سیگنال است.



نمودار ۱. الگوی سینرژی اول استخراج‌شده از یک فوتبالیست در سه سیکل راه رفتن در حالت چشم باز (n=۱)

1 S Weight

نمودار ۱ سینرژی استخراج‌شده از یک فوتبالیست را نشان می‌دهد. فعالیت غالب بازکننده‌های مچ پا و نازک‌نی بلند در اواسط سیکل راه رفتن به هنگام راه رفتن با چشم باز را نشان می‌دهد. میانگین متغیرهای فضایی و زمانی استخراج‌شده از هر سیکل می‌تواند تغییرات موجود بین گروها در دو وضعیت را نشان دهد.

جدول ۳ نتایج آماری متغیرهای سینرژی را بین ورزشکاران و غیرورزشکاران در سینرژی یک نشان می‌دهد. اختلاف معناداری در دوره فعالیت (P<۰/۰۰۱)، مجموع فعالیت عضلات (P<۰/۰۰۱) بین فوتبالیست‌ها و افراد عادی در حالت چشم باز و دوره فعالیت (P<۰/۰۰۱)، ناحیه فعالیت (P<۰/۰۰۱)، اوج فعالیت (P=۰/۰۰۳) و مجموع فعالیت عضلات (P<۰/۰۰۱) بین چشم باز فوتبالیست‌ها و بسته افراد عادی و دوره فعالیت (P<۰/۰۰۱)، ناحیه فعالیت (P<۰/۰۰۱)، اوج فعالیت (P=۰/۰۰۳)، و مجموع فعالیت عضلات (P<۰/۰۰۱) در فوتبالیست‌ها طی دو حالت، و همچنین دوره فعالیت (P=۰/۰۴) و ناحیه فعالیت عضلات (P=۰/۰۱) بین فوتبالیست‌ها و افراد عادی در حالت چشم بسته مشاهده شد. نکته جالب توجه مقدار اوج فعالیت بیشتر عضلانی در فوتبالیست‌ها است. از طرفی دیگر، فوتبالیست‌ها مقادیر پایین تری در متغیرهای دوره فعالیت عضلات، ناحیه فعالیت عضلات و مجموع فعالیت عضلات در مقایسه با افراد عادی را نشان دادند.

جدول ۳. نتایج آماری متغیرهای سینرژی طی راه رفتن با چشمان باز و بسته بین ورزشکاران و غیرورزشکاران در سینرژی اول (n=۲۴)

متغیرها	غیرورزشکار		ورزشکار	
	بسته	باز	بسته	باز
دوره فعالیت	۷۶/۵۰±۵/۶۷	۶۸/۵۵±۵/۱۰	۷۲/۱۱±۹/۵۴	۴۸/۳۳±۶/۰۳
سطح فعالیت	۵/۸۰±۰/۴۵	۵/۱۱±۰/۶۵	۵/۶۵±۰/۶۰	۴/۷۲±۰/۴۳
اوج فعالیت	۰/۱۵±۰/۰۱	۰/۱۷±۰/۰۲	۰/۱۵±۰/۰۱	۰/۱۸±۰/۰۱
مجموع فعالیت	۴/۱۹±۰/۳۴	۴/۶۱±۰/۵۸	۴/۰۸±۰/۵۵	۳/۲۰±۰/۴۲

میانگین±انحراف استاندارد

نتایج جدول ۴ اختلاف معناداری در دوره فعالیت (P=۰/۰۰۴)، ناحیه فعالیت (P=۰/۰۰۲)، اوج فعالیت عضلات (P=۰/۰۱)، و مجموع فعالیت عضلات (P=۰/۰۳) بین حالت چشم باز فوتبالیست‌ها و بسته افراد عادی، و دوره فعالیت عضلات (P=۰/۰۰۴) در فوتبالیست‌ها بین دو شرایط را نشان می‌دهد. بالا بودن اوج فعالیت عضلانی فوتبالیست‌ها در سینرژی دوم نیز تکرار شد. همچنین، متغیرهای دوره فعالیت، سطح فعالیت و مجموع فعالیت عضلات در افراد عادی بالاتر بود. جدول ۵ مقدار متغیرها را برای ورزشکاران در حالت چشم باز در سینرژی سوم نشان می‌دهد.

جدول ۴. نتایج آماری متغیرهای سینرژی طی راه رفتن با چشمان باز و بسته بین ورزشکاران و غیرورزشکاران در سینرژی دوم (n=۲۴)

متغیرها	غیرورزشکار		ورزشکار	
	بسته	باز	بسته	باز
دوره فعالیت	۶۴/۰۵±۷/۵۲	۵۹/۶۱±۱۲/۵۱	۶۴/۰۵±۱۱/۸۰	۴۷/۹۱±۱۰/۶۷
سطح فعالیت	۵/۱۵±۰/۵۰	۴/۹۰±۰/۵۵	۴/۸۳±۰/۶۰	۴/۳۰±۰/۵۰
اوج فعالیت	۰/۱۸±۰/۰۲	۰/۱۹±۰/۰۲	۰/۱۹۲±۰/۰۲	۰/۲۰۵±۰/۰۲
مجموع فعالیت	۳/۸۵±۰/۶۰	۳/۷۰±۰/۶۰	۳/۴۰±۰/۶۵	۳/۱۷±۰/۴۶

میانگین±انحراف استاندارد

جدول ۵. نتایج آماری متغیرهای سینرژی سوم ورزشکاران در حالت چشم باز (n=۱۲)

متغیرها	چشم باز (میانگین±انحراف استاندارد)
دوره فعالیت	۴۶/۶۱±۱۵/۰۴
سطح فعالیت	۴/۱۶±۰/۷۴
اوج فعالیت	۰/۲۱±۰/۰۳
مجموع فعالیت	۲/۵۵±۰/۶۰

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر ورزشکار بودن بر ساختار و سازماندهی کنترل عصبی راه رفتن در دو حالت چشم باز و چشم بسته بود. فرضیه تحقیق حاضر بر این امر استوار است که ورزشکاران الگوی حرکتی کارآمدتری نسبت به افراد عادی نشان می‌دهند که این امر به دلیل فعالیت ورزشی و اثر مثبت آن بر عملکرد سیستم عصبی مرکزی است؛ بنابراین، اگر به دنبال اعمال آشفتگی شاهد تفاوت در الگوی فعالیت عضلات افراد ورزشکار نسبت به افراد غیرورزشکار باشیم، می‌توان به تاثیر مثبت ورزش در تصمیم‌گیری سیستم عصبی مرکزی

برای اجرای الگوی حرکتی اشاره داشت. نتایج پژوهش حاضر نشان داد سیستم عصبی مرکزی ورزشکاران به هنگام راه رفتن عادی سینرژی بیشتری را برای اجرای حرکت به کار می‌گیرد. همچنین، ورزشکاران تمایل بیشتری در به‌کارگیری اوج فعالیت عضله دارند، اما دوره فعالیت عضلانی، سطح فعالیت عضلانی و مقدار فعالیت عضلانی کمتری را نشان می‌دهند.

اختلافات مشاهده‌شده در تعداد سینرژی بین ورزشکاران و افراد مبتدی به عنوان بازتابی از تغییرات در کنترل عصبی-حرکتی در نظر گرفته می‌شود.[۲۰] تمامی ورزشکاران در حالت راه رفتن عادی سه سینرژی و غیرورزشکاران دو سینرژی را نشان دادند. الگوی راه رفتن یک الگوی حرکتی جامع و پرتکرار در هر دو گروه است و عدم توانایی افراد عادی در نشان دادن سینرژی عضلانی به‌مانند ورزشکاران نشان‌دهنده افزایش هم-انقباضی در عضلات به هنگام اجرا است؛ بنابراین، اختلاف مشاهده‌شده می‌تواند ناشی از تغییرات حرکتی‌ای باشد که در اثر سال‌ها تمرین اختصاصی در سیستم عصبی ورزشکاران ایجاد شده است. با وجود این، هر دو گروه دو سینرژی را هنگام اعمال آشفتگی نشان دادند. بررسی انجام‌شده توسط Rimini و همکاران[۲۱] در سال ۲۰۰۴ نیز نشان داد که به دنبال ایجاد تغییر در سرعت راه رفتن عادی پایداری سینرژی آزمودنی‌ها نسبت به راه رفتن با سرعت دلخواه تغییر می‌کند. اگرچه هر دو گروه دو سینرژی را به هنگام اعمال آشفتگی نشان دادند، اما در نظر گرفتن تعداد سینرژی به‌تنهایی نمی‌تواند شاخص درستی برای در نظر گرفتن اختلاف یا عدم اختلاف موجود بین گروه‌ها باشد. به نظر می‌رسد سیستم عصبی در برخی موارد به جای تغییر در تعداد سینرژی، تغییراتی در تعدیلات خود (فعالیت سینرژی) ایجاد نماید. در واقع، وقتی گروه‌ها در تعداد سینرژی استخراجی اختلافی نداشته باشند (خصوصا در تمرینات بازتوانی)، مقدار شدت و کمیت متغیرهای درون هر سینرژی می‌تواند در بیان اختلاف سطح تصمیم‌گیری مفید باشد؛ بنابراین، توجه به هم‌انقباضی درون سینرژی‌ها و میزان گستردگی فعالیت طی تعدیلات عصبی نکته مهمی است که باید به آن توجه شود.[۱۹]

نتایج مطالعه حاضر مقدار بیشتر فعالیت کلی عضلانی در سینرژی‌های افراد عادی در مقایسه با ورزشکاران را نشان داد که می‌تواند بر اجرای مطلوب افراد عادی اثرگذار باشد. با توجه به اینکه افراد عادی تعداد کمتر سینرژی در حالت چشم را باز داشتند، مقدار بیشتر فعالیت کلی عضلانی می‌تواند نشان-دهنده هم‌انقباضی بالاتر گروه‌های عضلانی باشد که در نهایت سبب کاهش کارایی می‌شود. علاوه بر این، افراد ورزشکار دوره فعالیت، سطح فعالیت و مقدار فعالیت عضلات کمتری در حالت چشم باز نسبت به غیرورزشکاران نشان دادند که همین امر نیز در حالت راه رفتن با چشم بسته تکرار شد (جدول ۳ و ۴). بنابراین، فوتبالیست‌ها در اجرای الگوی حرکتی راه رفتن از مجموع فعالیت عضلانی کمتر در دوره زمانی کوتاه‌تر با سطح کمتری از فعالیت گروه‌های عضلانی بهرمند می‌شوند. این امر بسیار مهم است و از آن به عنوان اثر تمرین از یک رفتار برای کنترل رفتار دیگر یاد می‌شود[۲۲] که می‌تواند در بازتوانی بسیار پراهمیت باشد زیرا درمان رفتارحرکتی خاص می‌تواند تحت تاثیر کنترل رفتارهای حرکتی دیگر باشد.[۲۳] با توجه با اظهارات محققین در مورد اثر تمرین، به نظر می‌رسد تمرینات یا سبب ایجاد سینرژی جدید برای یک الگوی حرکتی جدید می‌شوند یا اینکه تغییراتی در مولفه‌های سینرژی ثبت‌شده در سیستم عصبی ایجاد می‌نمایند. همچنین، گزارش شده است که وجود تعدیلات حرکتی نزدیک به الگوی حرکتی جدید می‌تواند در یادگیری مفید باشد[۲۴]؛ بنابراین، احتمالا سابقه شرکت مداوم در فعالیت ورزشی از طریق ایجاد تعدیلات بر این مولفه‌ها سبب ایجاد کارایی مطلوب‌تر در سیستم عصبی ورزشکاران فوتبالیست می‌شود. اختلاف بین افراد حرفه‌ای و عادی ممکن است درجه‌ای از تعدیلات حرکتی وابسته به تمرین باشد که تطبیق‌پذیری خود را از سطحی به رفتارهایی با چالش بالا گسترش می‌دهد.

تمرینات طولانی‌مدت ممکن است سبب افزایش مجموعه عملکردهای حرکتی موجود شود. بررسی Routson و همکاران (۲۰۱۳) نشان داد که اجرای برنامه‌های تمرینی طی دوره‌های بازتوانی سبب افزایش مقدار سینرژی افراد با ناهنجاری‌های حسی-حرکتی شد.[۲۵] از طرفی دیگر، پژوهش‌های انجام‌شده بر تفاوت تعداد سینرژی عضلانی بین ورزشکاران و افراد مبتدی (این تحقیقات در رشته ورزشی یکسان و الگوهای ورزشی انجام شد که در واقع الگوی حرکتی ورزشی به عنوان آشفتگی برای افراد مبتدی در نظر گرفته می شد.) اختلافی را گزارش ندادند.[۲۶، ۲۷] در تحقیق حاضر اختلافی در تعداد سینرژی بین گروه‌ها به هنگام اعمال آشفتگی وجود نداشت، اما نکته جالب توجه مقدار بالاتر اوج فعالیت عضله در فوتبالیست‌ها نسبت به افراد غیرورزشکار بود. ممکن است یکی از رویکردهای سیستم عصبی مرکزی سازگارشده در نتیجه تمرین توانایی آن برای به‌کارگیری گروه عضلانی با اوج فعالیت بیشتر و دوره کوتاه‌تر باشد (جدول ۳ و ۴). از آنجایی که سینرژی عضلانی می‌تواند تحت تاثیر جریان‌های درونی سیستم عصبی مرکزی قرار گیرد[۲۸]، تاثیر این تجانس زمانی بین گروه‌های نخبه و عادی ممکن است به این دلیل باشد که چطور اطلاعات حسی برای فراخوانی توسط سیستم عصبی مرکزی تحلیل می‌شود. در نهایت وجود این اختلافات نشان‌دهنده تصمیم‌گیری متفاوت و کارآمدتر سیستم عصبی ورزشکاران فوتبالیست نسبت به افراد عادی است. حذف کامل نویز الکترومایوگرافی به دلیل ماهیت ثبت سیگنال امکان‌پذیر نیست و به عنوان محدودیت مطالعات پردازش سیگنال الکترومایوگرافی عنوان می‌شود. با این وجود، محققین نهایت دقت را در تعدیل نویز انجام دادند. هم‌چنین، محققین پیشنهاد می‌نمایند که در مطالعات آینده علاوه بر متغیرهای سینرژی عضلانی، متغیرهای کینماتیکی نیز مورد بررسی قرار گیرند تا درک دقیق‌تری نسبت به نحوه کنترل سیستم عصبی بر مکانیزم الگوی حرکتی راه رفتن به دست آید.

نتیجه‌گیری

در مجموع، یافته‌های پژوهش حاضر نشان می‌دهد علی‌رغم اینکه ورزشکاران تعداد سینرژی مشابهی را هنگام اعمال

آشفتگی نشان می‌دهند، اما از رویکردهای عصبی متفاوتی برای کنترل عضلات هنگام الگوی راه رفتن استفاده می‌کنند. توجه به متغیرهای دوره فعالیت، اوج فعالیت، سطح فعالیت و مجموع فعالیت در مواقعی که تعداد سینرژی در بین گروه‌ها یا دوره‌های اجرا تغییری نشان نمی‌دهد (مثلا در دوره‌های کوتاه‌مدت بازتوانی)، می‌تواند اطلاعات ارزشمندی در ارتباط با روند تغییرات تصمیم‌گیری سیستم عصبی مرکزی به دنبال برنامه‌های تمرینی در اختیار محققین قرار دهد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر بر اساس پایان‌نامه دکتری آقای مرتضی یاسری‌فر به راهنمایی جناب آقای دکتر ضیاء فلاح محمدی و مشاوره اساتید محترم آقایان دکتر سید اسماعیل حسینی‌نژاد و دکتر ایمان اسمعیلی پایین افراکتی می‌باشد. هیچ تضاد منافعی بین نویسنده‌ها اعلام نشده است. بدین‌وسیله از دانشجویان دانشگاه مازندران که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند و از مرکز تندرستی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه مازندران برای حمایت‌های بی‌وقفه سپاس و قدردانی به عمل می‌آید.

منابع

1. Hagio S, Fukuda M, Kouzaki M. Identification of muscle synergies associated with gait transition in humans. Frontiers in human neuroscience. 2015;9:48.
2. Madehkhaksar F, Klenk J, Sczuka K, Gordt K, Melzer I, Schwenk M. The effects of unexpected mechanical perturbations during treadmill walking on spatiotemporal gait parameters, and the dynamic stability measures by which to quantify postural response. PloS one. 2018;13(4):e0195902.
3. Shibata Alnajjar F, Wojtara T, Shimoda S. Muscle synergy space: learning model to create an optimal muscle synergy. Frontiers in computational neuroscience. 2013;7:136.
4. Gillespie LD, Robertson MC, Gillespie WJ, Sherrington C, Gates S, Clemson LM, et al. Interventions for preventing falls in older people living in the community. Cochrane database of systematic reviews. 2012(9).
5. Sherrington C, Whitney JC, Lord SR, Herbert RD, Cumming RG, Close JC. Effective exercise for the prevention of falls: a systematic review and meta-analysis. Journal of the American Geriatrics Society. 2008;56(12):2234-43.
6. McCrum C, Gerards MH, Karamanidis K, Zijlstra W, Meijer K. A systematic review of gait perturbation paradigms for improving reactive stepping responses and falls risk among healthy older adults. European review of aging and physical activity. 2017;14(1):3.
7. Steele KM, Rozumalski A, Schwartz MH. Muscle synergies and complexity of neuromuscular control during gait in cerebral palsy. Developmental Medicine & Child Neurology. 2015;57(12):1176-82.
8. Alkner BA, Norrbrand L, Tesch PA. Neuromuscular adaptations following 90 days bed rest with or without resistance exercise. Aerospace medicine and human performance. 2016;87(7):610-7.
9. Prieske O, Muehlbauer T, Borde R, Gube M, Bruhn S, Behm D, et al. Neuromuscular and athletic performance following core strength training in elite youth soccer: Role of instability. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2016;26(1):48-56.
10. Sawers A, Allen JL, Ting LH. Long-term training modifies the modular structure and organization of walking balance control. Journal of neurophysiology. 2015;114(6):3359-73.
11. Morgan JA, Corrigan F, Baune BT. Effects of physical exercise on central nervous system functions: a review of brain region specific adaptations. Journal of molecular psychiatry. 2015;3(1):3.
12. Gabriel DA, Kamen G, Frost G. Neural adaptations to resistive exercise. Sports Medicine. 2006;36(2):133-49.
13. Ali A, Sundaraj K, Ahmad B, Ahamed N, Islam A. Gait disorder rehabilitation using vision and non-vision based sensors: a systematic review. Bosnian journal of basic medical sciences. 2012;12(3):193.
14. Nordin AD, Dufek JS. Neuromechanical synergies in single-leg landing reveal changes in movement control. Human movement science. 2016;49:66-78.
15. Oliveira AS, Gizzi L, Farina D, Kersting UG. Motor modules of human locomotion: influence of EMG averaging, concatenation, and number of step cycles. Frontiers in human neuroscience. 2014;8:335.
16. Safavynia SA, Ting LH. Task-level feedback can explain temporal recruitment of spatially fixed muscle synergies throughout postural perturbations. Journal of neurophysiology. 2011;107(1):159-77.
17. Baniasad M, Farahmand F, Arazpour M, Zohoor H. Coordinated activities of trunk and upper extremity muscles during walker-assisted paraplegic gait: A synergy study. Human movement science. 2018;62:184-93.
18. Hug F, Turpin NA, Couturier A, Dorel S. Consistency of muscle synergies during pedaling across different mechanical constraints. Journal of neurophysiology. 2011;106(1):91-103.
19. Hayes HB, Chvatal SA, French MA, Ting LH, Trumbower RD. Neuromuscular constraints on muscle coordination during overground walking in persons with chronic incomplete spinal cord injury. Clinical Neurophysiology. 2014;125(10):2024-35.

20. Ting LH, Chiel HJ, Trumbower RD, Allen JL, McKay JL, Hackney ME, et al. Neuromechanical principles underlying movement modularity and their implications for rehabilitation. Neuron. 2015;86(1):38-54.
21. Rimini D, Agostini V, Knaflitz M, editors. Evaluation of muscle synergies stability in human locomotion: A comparison between normal and fast walking speed. 2017 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC); 2017: IEEE.
22. Gentner R, Gorges S, Weise D, aufm Kampe K, Buttmann M, Classen J. Encoding of motor skill in the corticomuscular system of musicians. Current Biology. 2010;20(20):1869-74.
23. Fox EJ, Tester NJ, Kautz SA, Howland DR, Clark DJ, Garvan C, et al. Modular control of varied locomotor tasks in children with incomplete spinal cord injuries. Journal of neurophysiology. 2013;110(6):1415-25.
24. Grillner S, Wallén P. Innate versus learned movements—a false dichotomy? Progress in Brain Research: Elsevier; 2004. p. 1-12.
25. Routson RL, Clark DJ, Bowden MG, Kautz SA, Neptune RR. The influence of locomotor rehabilitation on module quality and post-stroke hemiparetic walking performance. Gait & posture. 2013;38(3):511-7.
26. Kristiansen M, Madeleine P, Hansen EA, Samani A. Inter-subject variability of muscle synergies during bench press in power lifters and untrained individuals. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2015;25(1):89-97.
27. Turpin NA, Guével A, Durand S, Hug F. No evidence of expertise-related changes in muscle synergies during rowing. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011;21(6):1030-40.
28. Cheung VC, d'Avella A, Tresch MC, Bizzi E. Central and sensory contributions to the activation and organization of muscle synergies during natural motor behaviors. Journal of Neuroscience2005;25(27):6419-34.