

Exercises on Muscle Synergies in Gait Pattern

*Nabavinik H¹, Sadeghi H¹, Kobravi HR², Barati A³, Hadadnezhad M¹

Author Address

1. Department of Biomechanic and Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran;

2. Department of Biomedical Engineering, Islamic Azad University of Mashhad, Mashhad, Iran;

3. Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, Shahid Rajaei Teacher Training University, Tehran, Iran.

*Corresponding Author's Email: Hossein.nabavinik@gmail.com

Received: 2018 July 15; Accepted: 2018 August 6

Abstract

Background & Objective: Some researchers studied on gait pattern; however, the complex neuromuscular system has led to extensive research in this area. A concept recently developed to understand the gait pattern is muscle synergy, which is defined as muscle coordination in order to achieve a specific neural target. Identifying basic neural patterns can be effective in understanding the mechanism and development of the movement patterns. On the other hand, changes in the nervous system and muscle fibers occur with physical activity. Considering that walking patterns are affected by changes in the nervous system and muscle fibers, the effect of exercise on muscle synergies has not yet been clarified. In this research, the effect of exercise on muscle synergies in walking patterns studied.

Methods: Young men in Imam Ali's technical and vocational school formed the statistical population of this semi-experimental study. Twenty-six subjects participated in two active and inactive groups as available samples in this study. The active and inactive subjects did not have a history of neurological problems, traumatic injury, visual impairment, balance, or any history of athletic injury. Before starting the research, the method of implementation and the necessary explanations were provided about the experiment. After the completion of the consent form, the measurement process was started. In order to measure the pattern of muscle activity during walking, a biometric electromyography system (eight-channel model; PS850; UK) was used. Target areas of eight muscles of the gluteus medius, vastus lateralis, rectus femoris, medial hamstring, lateral hamstring, tibialis anterior, gastrocnemius and soleus were determined using Seniam instructions. After determining the electrode placement, the areas were cleaned with alcohol in order to reduce the resistance of the skin. In the next step, chloride-silver electrodes were placed at inter-electrode distance of 20 mm. Data collection was done at a frequency of 1000 Hz. Participants were asked to practice walking more times to familiarize with the test. Then the main test was performed with five repetitions. Three appropriate efforts were eventually selected as the main test. MVC test was performed to normalize the process of muscle activity pattern, at the end of the measurement. Data processing was carried out by means of MATLAB R2014b. The fourth order Butterworth low-pass filter was used with a cut-off frequency of 10-500 Hz. EMG signals were rectified and the maximum value of MVC was normalized. A fourth order Butterworth low-pass filter with a cut-off frequency of 10-500 Hz was used. Again, a fourth order low-pass filter with a cut off frequency of 10 Hz was used and stored as a matrix of 8×100 to calculate muscle synergy. Muscle synergy was extracted using the HALS algorithm, after measuring the muscle activity pattern and preparing the 8×100 matrix. Descriptive statistics were used to describe the data and the Mann-Whitney test was used to compare the number of synergy vector in the two groups at a significant level of $p < 0.05$ using SPSS software version 16.

Results: The results showed that the mean number of synergies in the active group is 3.16 ± 0.37 and the active group is 4.68 ± 0.48 . More instability was observed in the load of each synergy and the time pattern of any synergy in the inactive group. In addition, the RMS values between the muscle activity pattern and the reconstructed pattern in all muscles of two groups was smaller than 0.02, which confirm accuracy of synergies extraction. The results of Mann-Whitney test did not show a significant difference when synergies were compared ($p < 0.05$).

Conclusion: The results of synergy revealed that the system was more efficient in the active group. It seems synergy support some kind of integrity of the motor system. In the inactive group, it also showed the inefficiency of the motor system, which confirmed the possibility of increased load on the musculoskeletal system and the risk of its disorders. These findings point out again that the experience can affect neurological health and factors.

Keywords: Exercise, Muscle Synergy, Gait.

تأثیر تمرینات بدنی بر سینرژی‌های عضلانی در الگوی راه رفتن

*حسین نبوی‌نیک^۱، حیدر صادقی^۱، حمیدرضا کبروی^۲، امیرحسین براتی^۳، ملیحه حدادنژاد^۱

توضیحات نویسندگان

۱. گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران؛

۲. گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی مشهد، ایران؛

۳. گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تربیت دبیر شهیدرجایی، تهران، ایران.

*رایانامه نویسنده مسئول: Hossein.nabavink@gmail.com

تاریخ دریافت: ۲۴ تیر ۱۳۹۷؛ تاریخ پذیرش: ۱۵ مرداد ۱۳۹۷

چکیده

زمینه و هدف: تغییرهای سیستم عصبی و تارهای عضلانی با فعالیت بدنی رخ می‌دهد و الگوی راه رفتن متأثر از تغییرات در این دو قسمت است؛ بنابراین محقق به مطالعه اثر تمرین‌های بدنی بر سینرژی‌های عضلانی در الگوی راه رفتن پرداخت.

روش بررسی: جامعه آماری این پژوهش نیمه‌آزمایشی را مردان جوان فعال آموزش‌دیده فنی و حرفه‌ای امام‌علی تشکیل دادند. ۲۶ آزمودنی در دو گروه فعال و غیرفعال به صورت نمونه در دسترس در این پژوهش شرکت کردند. به منظور اندازه‌گیری الگوی فعالیت عضلانی، دستگاه الکترومیوگرافی بایومتریک (هشت‌کاناله، مدل PS850، ساخت انگلستان) به کار رفت و پس از اندازه‌گیری این الگو در فعالیت راه رفتن، سینرژی عضلانی از طریق الگوریتم HALS استخراج شد. از آمار توصیفی جهت توصیف داده‌ها و از آزمون یومن‌ویتنی در سطح معناداری $p \leq 0/05$ به منظور مقایسه تعداد سینرژی‌های دو گروه و نیز نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج مشخص کرد که میانگین تعداد سینرژی‌ها در گروه فعال ($3/16 \pm 0/37$) کمتر از گروه غیرفعال ($4/68 \pm 0/48$) است؛ ضمن اینکه ناپایداری بیشتری در بار عاملی و الگوی زمانی هر سینرژی در گروه غیرفعال دیده می‌شود. نتایج مقایسه نیز اختلاف معناداری بین الگوی سینرژی عضلانی گروه فعال و غیرفعال نشان می‌دهد ($p \leq 0/05$).

نتیجه‌گیری: یافته‌های سینرژی در گروه فعال بیانگر کارایی بیشتر سیستم یا کارآمدی سیستم حرکتی است و تعداد سینرژی‌های بیشتر و ناپایداری سهم عضلات در گروه غیرفعال، ناکارآمدی سیستم حرکتی را معین می‌کند.

کلیدواژه‌ها: تمرین، سینرژی عضلانی، راه رفتن.

افراد فعال یا تمرین کرده می‌تواند در اثر تمرین و فعالیت بدنی تعدیل یابد و مانند افراد سالم تمرین نکرده الگوی سینرژی یا الگوی‌های پایه مشخصی داشته باشد. صفوی‌نیا و همکاران نیز در مطالعه‌ای با هدف کاربردهای سینرژی در بازتوانی عنوان کردند که با وجود اهمیت سینرژی‌ها در درک سازوکارهای حرکت، مطالعات بر کنترل پاسچر متمرکز بوده و به فعالیت‌های عملکردی دیگر مانند راه رفتن کمتر توجه شده است (۱۰)؛ از این رو در تحقیق حاضر بررسی سینرژی‌های عضلانی در افراد فعال به‌هنگام راه رفتن انجام شد.

۲ روش بررسی

پژوهش حاضر نیمه‌آزمایشی و مدل تحقیق علی‌مقایسه‌ای بود. جامعه آماری را مردان جوان فعال آموزش‌دیده فنی و حرفه‌ای امام‌علی صفادشت ملارد (دانشجویان علوم ورزشی) تشکیل دادند. گروه فعال در سه سال گذشته دست‌کم دارای سه جلسه تمرین منظم بوده و افرادی که در یکی از تیم‌های باشگاهی به‌طور منظم تمرین داشتند. گروه غیرفعال، گروه گواه در نظر گرفته شد که دارای هیچ‌گونه فعالیت بدنی مشخصی نبود. از درون جامعه آماری ۳۰ آزمودنی (۱۵ فعال و ۱۵ غیرفعال) با ملاک‌های ورود به تحقیق، به‌صورت نمونه‌دردسترس‌گزینش شده و در مجموع چهار آزمودنی در مرحله پردازش داده به‌علت نبود کیفیت علامت‌ها از روند پژوهش کنار گذاشته شدند؛ بنابراین تعداد نمونه نهایی در گروه فعال ۱۴ نفر و در گروه غیرفعال ۱۲ نفر بود.

آزمودنی‌های فعال و غیرفعال سابقه ابتلا به آسیب‌های نورولوژیک، صدمات تروماتیک، اختلال بینایی و تعادل یا هرگونه سابقه آسیب‌های ورزشی را نداشتند. آزمودنی‌ها قبل از شرکت در مطالعه پرسشنامه صحت سلامت را تکمیل کردند و در صورت تأیید نکردن مواد مذکور، از روند پژوهش حذف شدند. ضمن اینکه ابتدا درباره روش تحقیق ارائه توضیحاتی به آن‌ها صورت گرفت. پس از کسب رضایت از آنان و تکمیل فرم اطلاعات فردی و رضایت‌نامه، این افراد به‌عنوان آزمودنی وارد مطالعه شدند.

دستگاه الکترومیوگرافی هشت‌کاناله بایومتریک (ساخت انگلستان مدل PS850) به‌منظور اندازه‌گیری الگوی فعالیت عضلات به‌کار رفت. الکترودهای دستگاه از جنس کلریدنقره است. قبل از شروع اندازه‌گیری ابتدا آماده‌سازی آزمودنی جهت ثبت فعالیت عضلانی هشت عضله گلوئوس مدیوس، وستوس لترالیس، رکتوس فموریس، مدیال همسترینگ، لترال همسترینگ، تیبیالیس آنتریور، گاستروکنمیوس داخلی و سولئوس انجام شد که غالباً در تحقیقات راه رفتن به آن توجه می‌شود (۱۳، ۱۲، ۱۱، ۸). ابتدا تعیین نواحی مدنظر عضله‌ها با استفاده از دستورعمل سنیم صورت گرفت. بعد از مشخص شدن مناطق الکتروگذاری، به‌منظور کاهش مقاومت پوست، نواحی شیو و سپس با الکل تمیز شد (شکل ۱). در مرحله بعد، الکترودهای سطحی نقره-کلریدنقره با فاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلی‌متر روی محل‌های مشخص شده قرار گرفت. ثبت اطلاعات با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز انجام پذیرفت.

در مطالعات حرکات انسان چالش اصلی محققان و پزشکان و متخصصان، درک چگونگی کنترل سیستم پیچیده اسکلتی عضلانی است (۱). بر این اساس، رویه‌های مختلفی شامل سطح رفتاری، کینماتیک، کینتیک و سینرژی، برای درک و ارزیابی این سیستم در نظر گرفته می‌شود. در سطوح بیشتر، یعنی کینماتیک و کینتیک هدف، دستیابی به عملکرد مفاصل و عضلات است؛ به‌عنوان مثال، شاید الگوی گشتاور یا دامنه حرکتی مدنظر باشد؛ اما در هرکدام از سطوح کینماتیک یا کینتیک، الگوی حاصل می‌تواند با الگوی هماهنگی عضلانی متفاوتی به‌دست آید (۲). این اختلاف در الگوی هماهنگی عضلات به‌تبع منجر به تغییرپذیری کاملاً مشهود در سطوح مذکور شده و عنوان می‌شود که الگوی متفاوت امکان دارد به‌دلیل افزونگی سیستم حرکتی انسان باشد (۲)؛ از این رو مفهوم سینرژی عضلانی در دهه اخیر توجه محققان را به‌خود جلب کرده و شامل هم‌کوشی و فعالیت عضلات برای رسیدن به یک‌هدف خاص عصبی (۳) می‌شود که نتایج آن درمقایسه با یافته‌ها در سطح کینماتیک و کینتیک پایدار است؛ به‌طوری‌که مشخص شده است انجام الگوی حرکت با الگوی‌های متفاوت سبب تغییر راهبردهای حرکت یا سینرژی‌های حرکت نمی‌شود (۴). بنابراین، تجزیه یا دی‌کامپوز سیگنال‌های EMG به مؤلفه‌های پایه و ضرایب آن‌ها کمک می‌کند تا محققان به الگوهای عصبی پایه دست پیدا کنند. شناسایی این الگوهای پایه عصبی یا الگوی‌های سینرژی می‌تواند در شناخت سازوکارهای حرکت و توسعه عملکرد و همچنین اهداف بالینی و توان‌بخش مؤثر باشد.

بنابراین، کاملاً روشن است که احتمالاً سیستم عصبی به‌منظور اجرای حرکات‌های مختلف ساده تا پیچیده، سعی دارد افزونگی سیستم اسکلتی عضلانی را که توسط برنشتاین با عنوان درجات آزادی اطلاق شده، با ساده‌سازی آن تحت کنترل درآورد (۵، ۲). به‌عبارت‌دیگر، سیستم عصبی تلاش می‌کند بهینه‌ترین الگوی سینرژی یا الگوی هماهنگ را انتخاب و اجرا کند. با توجه به ارزیابی مطالعات، دوچرخه‌سواران حرفه‌ای تعداد سینرژی کمتری دارند (۶، ۴). در حوزه راه رفتن ایوانکو و همکاران این فرضیه را در ذهن داشتند که احتمالاً تعداد الگوهای ثابتی عهده‌دار فعالیت راه رفتن بوده و نتایج پژوهش آن‌ها نشان داد که پنج الگوی سینرژی دارای این مسئولیت است (۷). در مطالعه‌ای مشابه، نپتون و همکاران کنترل ماژولار (سینرژی) راه رفتن انسان را بررسی کردند. نتایج آن‌ها روی چهارده آزمودنی سالم بالغ (دو مرد و دو زده زن) مشخص کرد که پنج ماژول یا الگوی سینرژی برای اجرای فعالیت راه رفتن لازم است (۸). به‌طورکلی سینرژی‌های عضلانی راه رفتن بین ۴ تا ۶ بردار (الگوی سینرژی) گزارش شده است (۹، ۱۰). براساس تحقیقات انجام‌شده روی افراد ورزشکار (۶، ۴)، به‌نظر می‌رسد برای آن‌ها درمقایسه با افراد عادی، ساختار سینرژی‌ها تعدیل می‌یابد؛ هرچند هنوز اظهار نظری درباره آن نشده است. به‌بیان دیگر توانایی انجام الگوی حرکت با هماهنگی عضلانی بیشتر و به‌صورت کارآمدتر انجام می‌شود؛ اما مشخص نیست که آیا راه رفتن در



شکل ۱. آماده‌سازی آزمودنی به منظور اندازه‌گیری الگوی فعالیت عضلانی راه رفتن

عضلانی باتوجه به اطلاعات الکترومیوگرافی عضلات متداول در الگوی حرکتی به دست می‌آید و دو مؤلفه دارد: مؤلفه‌های ثابت (بردارهای سینرژی، ماژول‌های سینرژی) که سهم هر عضله در تشکیل هر سینرژی است؛ مؤلفه‌های زمانی (ضرایب فعال‌سازی سینرژی) که الگوی فعال‌سازی هر سینرژی را در الگوی حرکت بیان می‌کند (۲۰۱۷، ۱۸). از الگوریتم HALS به منظور دستیابی به این مدل استفاده شد.

آنالیز آماری با نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ صورت گرفت. در بخش توصیفی، اطلاعات سینرژی به‌طور فردی بررسی شد. آزمون شاپیرو-ویلک و آزمون یومن‌ویتنی به ترتیب به منظور اطمینان از نرمال بودن توزیع داده‌ها و مقایسه سینرژی‌ها در سطح معناداری $\alpha=0/05$ بین دو گروه به‌کار رفت.

۳ یافته‌ها

ویژگی‌های توصیفی آزمودنی‌ها در جدول ۱ آورده شده است. براساس این جدول میانگین وزن گروه فعال ۸۱/۰۵ کیلوگرم و گروه غیرفعال ۷۴/۲۱ و میانگین قد در گروه فعال و غیرفعال به ترتیب ۱۷۹/۶۰ و ۱۷۷/۱۶ سانتی‌متر به دست آمد. همچنین متغیر سن در گروه فعال دارای میانگین ۲۱/۷۸ سال و در گروه غیرفعال ۲۴/۵ سال بود.

جهت شروع اندازه‌گیری، ابتدا از آزمودنی درخواست شد تا چند بار مسیر راه رفتن را به منظور آشنایی با آزمون طی کند. در نهایت از وی خواسته شد پنج بار مسیر آزمون را راه برود. در پایان اندازه‌گیری، آزمون MVC برای نرمال‌سازی فرآیند الگوی فعالیت عضلانی اجرا شد (۱۴).

جهت پردازش اطلاعات، نرم‌افزار متلب نسخه 2014b به‌کار رفت. پس از دیجیتالی‌کردن اطلاعات در نرم‌افزار نکسوس نسخه ۲/۵، داده‌ها با فرمت اسکی ذخیره شد. سپس، آماده‌سازی اطلاعات به منظور محاسبه سینرژی صورت گرفت.

بدین منظور، ابتدا از یک فیلتر باترورت میان‌گذر با فرکانس قطع ۱۰ تا ۵۰ هرتز با مرتبه چهار استفاده شد. سیگنال‌های EMG رکتیفای و بر حداکثر مقدار MVC نرمالایز شدند. به‌طور مجدد، یک فیلتر پایین‌گذر با فرکانس قطع ۱۰ هرتز با مرتبه چهار به‌کار رفت و به‌حالت ماتریس 10×8 به منظور محاسبه سینرژی عضلانی ذخیره شد. مدل سینرژی برطبق روش معرفی شده توسط لی و سانگ (۱۹۹۹) بوده که فرمول آن به شکل زیر است (۱۵، ۱۶).

$$M=WH$$

براساس این مدل، هر ماتریس M تابعی از زمان (به‌طور مثال ماتریس عضله)، می‌تواند به بردارهای سینرژی (W) یا تعداد سینرژی‌ها و ضرایب یا الگوی زمانی (H) تجزیه شود. به عبارت دیگر، سینرژی‌های

جدول ۱. ویژگی‌های توصیفی آزمودنی‌ها در دو گروه فعال و غیرفعال

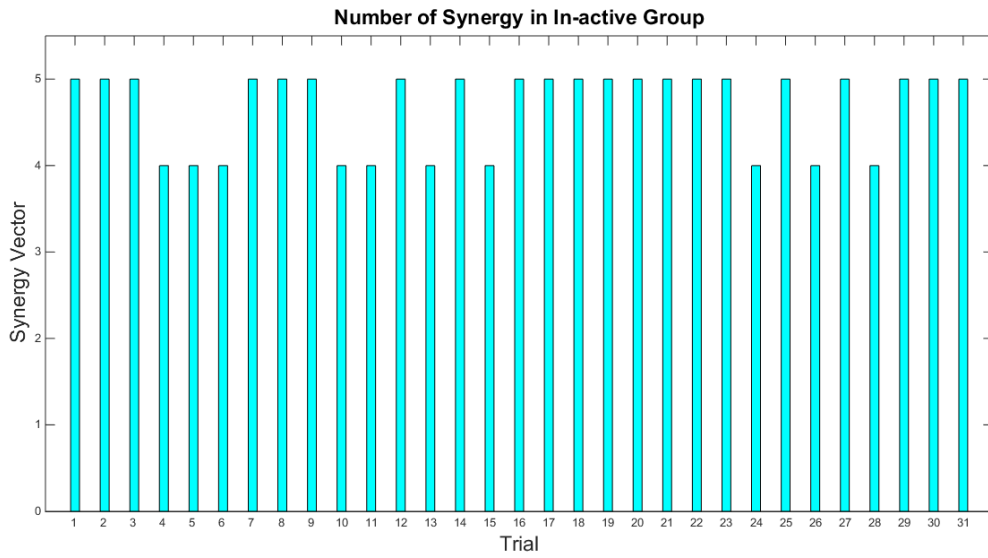
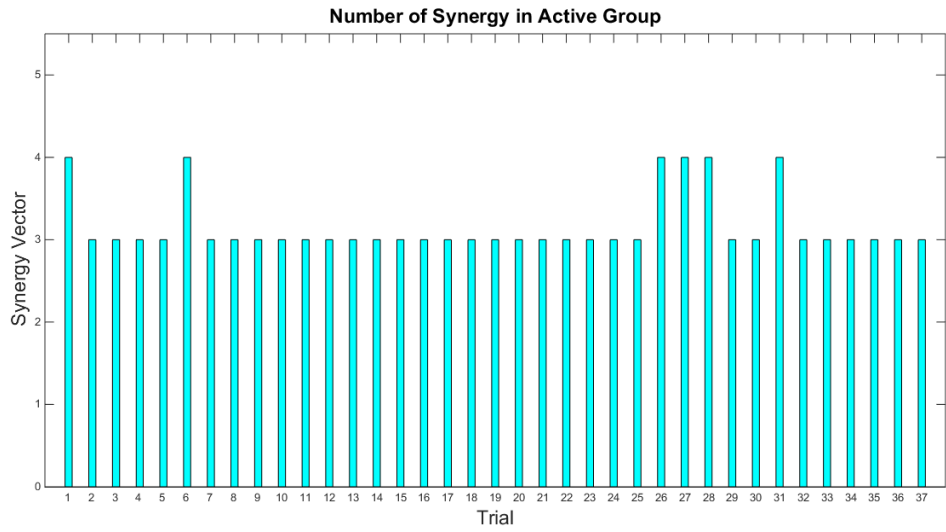
گروه	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)
گروه فعال	$21/78 \pm 1/18$	$179/60 \pm 5/47$	$81/05 \pm 6/74$
گروه غیرفعال	$24/75 \pm 3/01$	$177/16 \pm 7/35$	$74/21 \pm 11/31$

در این جدول اطلاعات شرکت‌کننده‌ها و در شکل ۲، داده‌های توصیفی فردی جدول ۲ در قالب نمودار بیان شده است.

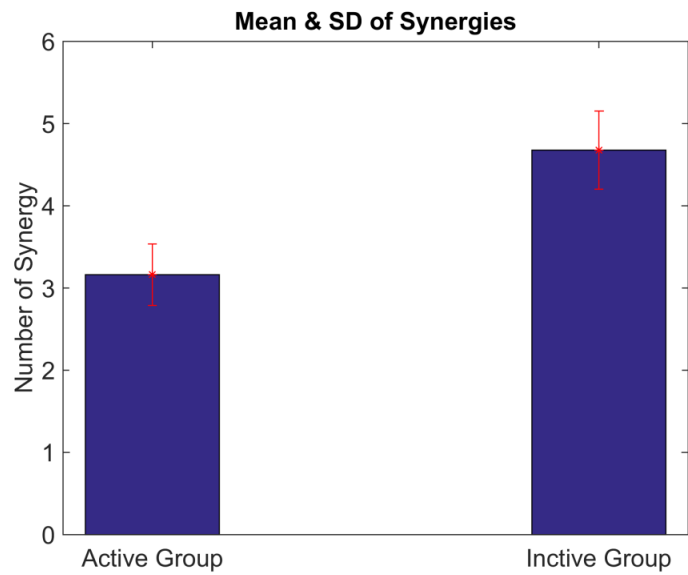
در جدول ۲ اطلاعات توصیفی فردی تعداد بردارها یا الگوی سینرژی وجود دارد. چون مشخصات به صورت فردی گزارش می‌شود؛ بنابراین

جدول ۲. تعداد سینه‌ری‌ها در هریک از سطوح عضلانی و گشتاور مفصل در گروه فعال و غیرفعال

آزمودنی‌ها	کوشش	فعال عضلانی	غیرفعال عضلانی
	۱	۴	۵
A	۲	۳	۵
	۳	۳	۵
	۱	۳	۴
B	۲	۳	۴
	۳	۴	۴
	۱	۳	۵
C	۲	۳	۵
	۳	۳	۵
	۱	۳	۴
D	۲	۳	۴
	۳	۳	۵
	۱	۳	۴
E	۲	۳	۵
	۳	۳	۴
F	۱	۳	۵
	۱	۳	۵
G	۲	۳	۵
	۳	۳	۵
H	۱	۳	۵
	۲	۳	۵
I	۱	۳	۵
	۲	۳	۵
	۳	۳	۴
J	۱	۴	۴
	۲	۴	۴
	۳	۴	۵
K	۱	۴	۴
	۲	۳	۵
L	۱	۳	۵
	۲	۴	۵
	۳	۳	--
M	۱	۳	--
	۲	۳	--
	۳	۳	--
N	۱	۳	--
	۲	۳	--
میانگین		۳/۱۶	۴/۶۸
انحراف معیار		۰/۳۷	۰/۴۸



شکل ۲. تعداد سینرژی در آزمودنی‌ها براساس کوشش (شکل بالا، گروه فعال؛ شکل پایین گروه غیرفعال)



شکل ۳. میانگین و انحراف معیار تعداد سینرژی‌ها در دو گروه فعال و غیرفعال

نتایج آزمون یومن ویتنی (جدول ۴) به منظور مقایسه الگوی هماهنگی عضلانی در گروه فعال و غیرفعال نشان داد که اختلاف معناداری بین

دو گروه باتوجه به تعداد الگوی سینرژی وجود دارد ($p \leq 0.05$).

گروه	آماره Z	مقدار احتمال
فعال		
غیرفعال	-۷/۲۰	۰/۰۰

۴ بحث

هدف پژوهش حاضر، بررسی اثر تمرینات بدنی بر سینرژی‌های عضلانی در الگوی راه رفتن بود. از منظر تعداد سینرژی‌های عضلانی، گروه فعال تعداد کمتری را به خود اختصاص داد. الگوی زمانی نیز شیفت کمتری را در مقایسه با گروه غیرفعال مشخص کرد. همچنین نتایج نشان داد که اختلاف معناداری بین تعداد الگوی سینرژی عضلانی در افراد فعال و غیرفعال وجود دارد.

در رابطه با این هدف پژوهش حاضر، بررسی‌های متعددی در زمینه سینرژی عضلانی در حوزه راه رفتن انجام شده است. ایوانکو و همکاران این فرضیه را در ذهن داشتند که احتمالاً تعداد الگوهای ثابتی مسئول فعالیت راه رفتن است و در پژوهشی به ارزیابی پنج الگوی پایه مسئول فعال‌سازی عضله در راه رفتن انسان پرداختند. شش آزمودنی (چهار مرد و دو زن) در این مطالعه شرکت کردند و از آن‌ها خواسته شد روی تردمیل با سرعت‌های مختلف راه بروند. نتایج استخراج الگوی سینرژی با استفاده از روش تحلیل عامل که براساس ۱۲ تا ۱۶ عضله به دست آمده، نشان داد پنج الگوی سینرژی عضلانی در راه رفتن افراد سالم وجود دارد (۷). به عبارت دیگر پنج سینرژی مسئول راه رفتن است. در مطالعه‌ای مشابه، نپتون و همکاران کنترل ماژولار (سینرژی) راه رفتن انسان را بررسی کردند. آن‌ها از چهارده آزمودنی سالم بالغ (دو مرد و دوازده زن) در حالی که فعالیت هشت عضله تیبالیس آنتریور، سولئوس، گاستروکنمیوس داخلی، وستوس مدیالیس، رکتوس فموریس، همسترینگ داخلی، همسترینگ خارجی و گلوئوس مدیوس را ثبت کرده، خواستند روی تردمیل با سرعت ۱/۲ m/s راه بروند. نتایج این مطالعه برحسب روش تجزیه الگوی غیرمنفی مشخص کرد که پنج ماژول یا الگوی سینرژی برای اجرای فعالیت راه رفتن لازم است (۸). دو نکته در پژوهش‌های نامبرده ضرورت دارد: نتایج پژوهش حاضر با یافته‌های هر دو مطالعه ایوانکو و همکاران و نپتون و همکاران متفاوت بود؛ زیرا یافته‌های آنان نشان داد پنج بردار سینرژی یا پنج سینرژی مسئول راه رفتن انسان است؛ اما پژوهش حاضر تعیین کرد که راه رفتن در افراد فعال به سه بردار نیاز دارد (۳۱ کوشش سه بردار و ۶ کوشش چهار بردار نیاز داشت)؛ ولی با نتایج گروه غیرفعال همخوان است. همچنین الگوی فعالیت عضلات انتخابی با پژوهش نپتون و همکاران مشابهت دارد؛ زیرا در تحقیقات گذشته عنوان شده است انتخاب تعداد عضلات غیرتأثیرگذار در چرخه راه رفتن، می‌تواند بر الگوی سینرژی اثرگذار باشد (۱).

تحقیقات مختلفی در زمینه سینرژی افراد فعال یا ورزشکار در خارج از حوزه راه رفتن انجام شده که قادر است به‌نوعی تأییدکننده نتایج این بخش درباره سینرژی عضلانی اشخاص فعال باشد. ساورز و همکاران به دنبال بررسی این سؤال بودند که چگونه تمرین‌های بلندمدت روی کنترل عصبی حرکات اثر می‌گذارد؟ ارزیابی الگوی سینرژی آن‌ها در دو گروه ماهر و مبتدی براساس الگوی فعالیت عضلانی ۱۶ عضله، نشان داد که افراد ماهر از سینرژی‌های عضلانی بیشتری برخوردارند (۱۹). باتوجه به پژوهش‌های هاگ و همکاران و تارپین و همکاران این‌طور نتیجه‌گیری می‌شود که افراد تمرین‌کرده در دوچرخه‌سواری در مقایسه با اشخاص تمرین‌نکرده تعداد سینرژی‌های عضلانی کمتری دارند (۴،۶) و با در نظرگیری یافته‌های این دو پژوهش می‌توان اظهار داشت نتایج مطالعه حاضر همسو با تحقیقات مذکور است. از یافته‌های دیگر شیفت زمانی و پایدار بودن مشارکت عضلات در مقایسه با گروه غیرفعال بود. از این منظر تحقیقات مختلف نشان دادند که تعداد ماژول‌های سینرژی (تعداد سینرژی‌ها) با افزایش یا کاهش سرعت ثابت باقی می‌ماند (۷، ۱۱، ۲۰). نکته درخور توجه این است که با افزایش سرعت راه رفتن تنها میزان مشارکت بیشتر می‌شود. به عبارت دیگر دامنه نقش عضلات در تشکیل الگوی سینرژی‌ها افزایش می‌یابد. این یافته در پژوهش کلارک و همکاران گزارش شده است (۱۱). ایوانکو و همکاران نتیجه اثر سرعت را بر الگوی سینرژی این‌گونه بیان کردند که الگوی کلی یکی است؛ اما این الگو زمان اندکی شیفت پیدا می‌کند و آن‌ها اظهار داشتند که این مقدار شیفت به‌نظر می‌رسد مربوط به کاهش زمان فاز استقرار باشد. میزان تغییرپذیری الگو نیز زیاد می‌شود (۷). تغییرپذیری مذکور ناشی از عواملی به‌جز الگوی ثبت فعالیت عضلانی است؛ زیرا نشان داده‌اند که تغییرپذیری مشاهده‌شده بین فردی برای الگوی EMG در پدال‌زدن، تفاوتی را در راهبرد پدال‌زدن ایجاد نمی‌کند (۴). به‌نظر می‌رسد کاهش تعداد سینرژی‌ها یا ادغام آن‌ها با هدف تسهیل‌سازی عصبی فرآیند حرکت صورت می‌گیرد و این امر می‌تواند با قدرت و سطح مهارت مرتبط باشد؛ زیرا در مراحل ابتدایی بیشتر شدن قدرت، صرفاً با توسعه هماهنگی عصبی عضلانی انجام شده و بعد از هشت هفته افزایش هایپرترافی رخ می‌دهد (۲۱، ۲۲)؛ بنابراین از احتمالات نتایج پژوهش حاضر می‌تواند سطح قدرت آزمودنی‌ها باشد. هر سینرژی توسط یک پیام عصبی و در اثر فعالیت عضلات تولید می‌شود. ذکر این نکته نیز ضروری بوده که سینرژی‌ها کمتر به‌معنای تطبیق‌پذیری و در نتیجه کارآمدی سیستم حرکتی و مصرف انرژی ضعیف است؛ زیرا با

بیانگر احتمال افزایش بار روی سیستم اسکلتی عضلانی و همچنین احتمال ابتلا به اختلال‌های اسکلتی عضلانی است. به نظر می‌رسد نتایج پژوهش حاضر نه تنها صحت سلامت سیستم اسکلتی عضلانی را مشخص می‌کند، بلکه می‌تواند به عنوان معیار برای ارزیابی عملکرد در افراد سالم و در حوزه توان بخشی استفاده شود.

۶ تشکر و قدردانی

بدین وسیله از تمامی افراد شرکت کننده در پژوهش و نیز دوستانی که در فرایند جمع آوری اطلاعات کمک کردند، تشکر و قدردانی صورت می‌گیرد. این پژوهش برگرفته از رساله دکتری است. لازم به ذکر بوده که از دقت نظر و بررسی‌های تیم نشریه مطالعات ناتوانی در جهت افزایش کیفیت مقاله حاضر نیز قدردانی می‌شود.

سینرژی‌های کمتر می‌توانند فعالیت را انجام دهند. در واقع افراد فعال یا تمرین کرده سطوح بیشتری از کارآمدی را نشان می‌دهند. از محدودیت‌های تحقیق می‌توان به نبود کنترل دقیق تعداد ساعات تمرینی و جلسات تمرینی و همچنین رشته‌های ورزشی آزمودنی‌های فعال اشاره کرد و در پژوهش‌های بعدی باتوجه به سطوح مختلف فعالیت و رشته ورزشی نتایج چشمگیرتری به دست آید.

۵ نتیجه‌گیری

نتایج سینرژی در گروه فعال بیانگر کارایی بیشتر سیستم یا کارآمدی سیستم حرکتی است. می‌توان گفت که سینرژی یکپارچگی سیستم حرکتی را نشان می‌دهد؛ اما در گروه غیرفعال این سطح از یکپارچگی کاهش می‌یابد. در واقع ناکارآمدی سیستم حرکتی دیده می‌شود که

References

1. Steele K, Tresch M, Perreault E. The number and choice of muscles impact the results of muscle synergy analyses. *Front Comput Neurosci*. 2013; 7(105):1-9. doi:[10.3389/fncom.2013.00105](https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00105)
2. Torres-Oviedo G, Ting LH. Muscle synergies characterizing human postural responses. *J Neurophysiol*. 2007;98(4):2144-2156. doi:[10.1152/jn.01360.2006](https://doi.org/10.1152/jn.01360.2006)
3. Latash ML. Motor control: today and tomorrow. In: Gantcho N, Gantchev JM, Shigemitsu M, editors. *On the evolution of the notion of synergy*. First edition. Bulgaria: Acad. Publishing House; 1999, pp:181-96.
4. Hug F, Turpin NA, Guével A, Dorel S. Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies? *J Neurophysiol*. 2010;108(6):1727-36. doi:[10.1152/jappphysiol.01305.2009](https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01305.2009)
5. Bernstein N. *The co-ordination and regulation of movements*. First edition. New York, USA: Pergamon Press; 1967, pp:60-113.
6. Turpin NA, Costes A, Moretto P, Watier B. Can muscle coordination explain the advantage of using the standing position during intense cycling? *J Sci Med Sport*. 2017;20(6):611-6. doi:[10.1016/j.jsams.2016.10.019](https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.10.019)
7. Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *J Physiol*. 2004;556(1):267-82. doi:[10.1113/jphysiol.2003.057174](https://doi.org/10.1113/jphysiol.2003.057174)
8. Neptune RR, Clark DJ, Kautz SA. Modular control of human walking: a simulation study. *J Biomech*. 2009;42(9):1282-7. doi:[10.1016/j.jbiomech.2009.03.009](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.009)
9. Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. Motor patterns in human walking and running. *J Neurophysiol*. 2006;95(6):3426-37. doi:[10.1152/jn.00081.2006](https://doi.org/10.1152/jn.00081.2006)
10. Safavynia SA, Torres-Oviedo G, Ting LH. Muscle synergies: implications for clinical evaluation and rehabilitation of movement. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*. 2011;17(1):16-24. doi:[10.1310/sci1701-16](https://doi.org/10.1310/sci1701-16)
11. Clark DJ, Ting LH, Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA. Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke. *J Neurophysiol*. 2009; 103(2):844-57. doi:[10.1152/jn.00825.2009](https://doi.org/10.1152/jn.00825.2009)
12. Shuman B, Goudriaan M, Bar-On L, Schwartz MH, Desloovere K, Steele KM. Repeatability of muscle synergies within and between days for typically developing children and children with cerebral palsy. *Gait Posture*. 2016;45:127-32. doi:[10.1016/j.gaitpost.2016.01.011](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.01.011)
13. Serranoli G, Monllau JC, Font-Llagunes JM. Analysis of muscle synergies and activation-deactivation patterns in subjects with anterior cruciate ligament deficiency during walking. *Clin Biomech*. 2016;31:65-73. doi:[10.1016/j.clinbiomech.2015.09.019](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.09.019)
14. Konrad P. *The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography*. USA: Noraxon Inc; 2005, pp:30-2.
15. Lee DD, Seung HS. Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization. *Nature*. 1999;401(6755):788-91. doi:[10.1038/44565](https://doi.org/10.1038/44565)
16. Koohestani A, Kobravi H, Koohestani M. Identifying the muscle synergy pattern during human grasping. *J Biomed Eng Med Imaging*. 2015;1(6):33-9. doi:[10.14738/jbemi.16.779](https://doi.org/10.14738/jbemi.16.779)
17. Turpin NA, Guével A, Durand S, Hug F. No evidence of expertise-related changes in muscle synergies during rowing. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011;21(6):1030-40. doi:[10.1016/j.jelekin.2011.07.013](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.07.013)
18. Ting LH. Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture. *Prog Brain Res*. 2007;165:299-321. doi:[10.1016/S0079-6123\(06\)65019-X](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(06)65019-X)

19. Sawers A, Allen JL, Ting LH. Long-term training modifies the modular structure and organization of walking balance control. *J Neurophysiol.* 2015;114(6):3359-73. doi:[10.1152/jn.00758.2015](https://doi.org/10.1152/jn.00758.2015)
20. Monaco V, Ghionzoli A, Micera S. Age-related modifications of muscle synergies and spinal cord activity during locomotion. *J Neurophysiol.* 2010; 104(4):2092-102. doi:[10.1152/jn.00525.2009](https://doi.org/10.1152/jn.00525.2009)
21. Akima H, Takahashi H, Kuno SY, Masuda K, Masuda T, Shimojo H, et al. Early phase adaptations of muscle use and strength to isokinetic training. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(4):588-94. doi:[10.1097/00005768-199904000-00016](https://doi.org/10.1097/00005768-199904000-00016)
22. Gabriel DA, Kamen G, Frost G. Neural adaptations to resistive exercise. *Sports Med.* 2006;36(2):133-49. doi:[10.2165/00007256-200636020-00004](https://doi.org/10.2165/00007256-200636020-00004)