

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، مشهد، ایران؛

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

*رایانامه نویسنده مسئول: Hossein.nabavini@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.

روش‌بررسی: 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.

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؛ به عنوان 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 به دست آید (۲). این اختلاف در الگوی هماهنگی عضلات به تبع منجر به تغییرپذیری کاملاً مشهود در سطوح مذکور شده و عنوان می‌شود که الگوی متفاوت امکان دارد به دلیل افزونگی سیستم حرکتی انسان باشد (۲)؛ از این رو مفهوم سینرژی عضلانی در دهه اخیر توجه محققان را به خود جلب کرده و شامل هم‌کوشی و فعالیت عضلات برای رسیدن به یک هدف خاص عصبی (۳) می‌شود که نتایج آن در مقایسه با یافته‌ها در سطح کینماتیک و کینتیک پایدار است؛ به طوری که 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 به منظور 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 (۲،۵). به عبارت دیگر، 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 (۴،۶). 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 دوازده زن) مشخص کرد که پنج ماژول یا الگوی سینرژی برای اجرای فعالیت راه رفتن لازم است (۸). به طور کلی سینرژی‌های عضلانی راه رفتن بین ۴ تا ۶ بردار (الگوی سینرژی) گزارش شده است (۹،۱۰). براساس تحقیقات انجام شده روی افراد ورزشکار (۴،۶)، به نظر می‌رسد برای آن‌ها در مقایسه با افراد عادی، ساختار سینرژی‌ها تعدیل می‌یابد؛ هرچند هنوز اظهار نظری درباره آن نشده است. به بیان دیگر توانایی انجام الگوی حرکت با هماهنگی عضلانی بیشتر و به صورت کارآمدتر انجام می‌شود؛ اما مشخص نیست که آیا راه رفتن در

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 به هنگام 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 به طور 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، به صورت نمونه دردسترس گزینش شده و در مجموع چهار آزمودنی در مرحله پردازش داده به علت 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 به عنوان آزمودنی وارد مطالعه شدند.

دستگاه الکترومیوگرافی هشت‌کاناله بایومتریک (ساخت انگلستان مدل PS850) به منظور اندازه‌گیری الگوی فعالیت عضلات به کار رفت. الکتروده‌های 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 (۸، ۱۱، ۱۲، ۱۳). ابتدا تعیین نواحی مدنظر عضله‌ها با استفاده از دستورعمل سنایم صورت گرفت. بعد از مشخص شدن مناطق الکتروگذاری، به منظور کاهش مقاومت پوست، نواحی شیو و سپس با الکلی تمیز شد (شکل ۱). در مرحله بعد، الکتروده‌های سطحی نقره-کلریدنقره با فاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلی‌متر روی محل‌های مشخص شده قرار گرفت. ثبت اطلاعات با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز انجام پذیرفت.



شکل ۱. آماده سازی آزمودنی به منظور اندازه گیری الگوی فعالیت عضلانی راه رفتن

عضلانی باتوجه به اطلاعات الکترومیوگرافی عضلات متداول در الگوی حرکتی به دست می آید و دو مؤلفه دارد: مؤلفه های ثابت (بردارهای سینرژی، ماژول های سینرژی) که سهم هر عضله در تشکیل هر سینرژی است؛ مؤلفه های زمانی (ضرایب فعال سازی سینرژی) که الگوی فعال سازی هر سینرژی را در الگوی حرکت بیان می کند (۲۰، ۱۷، ۱۸). از الگوریتم HALS به منظور دستیابی به این مدل استفاده شد.

آنالیز آماری با نرم افزار SPSS نسخه ۱۶ صورت گرفت. در بخش توصیفی، اطلاعات سینرژی به طور فردی بررسی شد. آزمون شاپیرو-ویلک و آزمون یومن ویتنی به ترتیب به منظور اطمینان از نرمال بودن توزیع داده ها و مقایسه سینرژی ها در سطح معناداری $\alpha=0/05$ بین دو گروه به کار رفت.

۳ یافته ها

ویژگی های توصیفی آزمودنی ها 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 سانتی متر به دست آمد. همچنین متغیر سن در گروه فعال دارای میانگین ۲۱/۷۸ سال و در گروه غیرفعال ۲۴/۵ سال بود.

جهت شروع اندازه گیری، 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 اندازه گیری، آزمون MVC برای نرمال سازی فرآیند الگوی فعالیت عضلانی اجرا شد (۱۴).

جهت پردازش اطلاعات، نرم افزار متلب نسخه ۲۰۱۴b به کار رفت. پس از دیجیتایز کردن اطلاعات در نرم افزار نکسوس نسخه ۲/۵، داده ها با فرمت اسکی ذخیره شد. سپس، آماده سازی اطلاعات به منظور محاسبه سینرژی صورت گرفت.

بدین منظور، ابتدا از یک فیلتر باترورث میان گذر با فرکانس قطع ۱۰ تا ۵۰ هرتز با مرتبه چهار استفاده شد. سیگنال های EMG رکتیفای و بر حداکثر مقدار MVC نرمالایز شدند. به طور مجدد، یک فیلتر پایین گذر با فرکانس قطع ۱۰ هرتز با مرتبه چهار به کار رفت و به حالت ماتریس 100×8 به منظور محاسبه سینرژی عضلانی ذخیره شد. مدل سینرژی بر طبق 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 (به طور مثال ماتریس عضله)، می تواند به بردارهای سینرژی (W) یا تعداد سینرژی ها و ضرایب یا الگوی زمانی (H) تجزیه شود. به عبارت دیگر، سینرژی های

جدول ۱. ویژگی های توصیفی آزمودنی ها در دو گروه فعال و غیرفعال

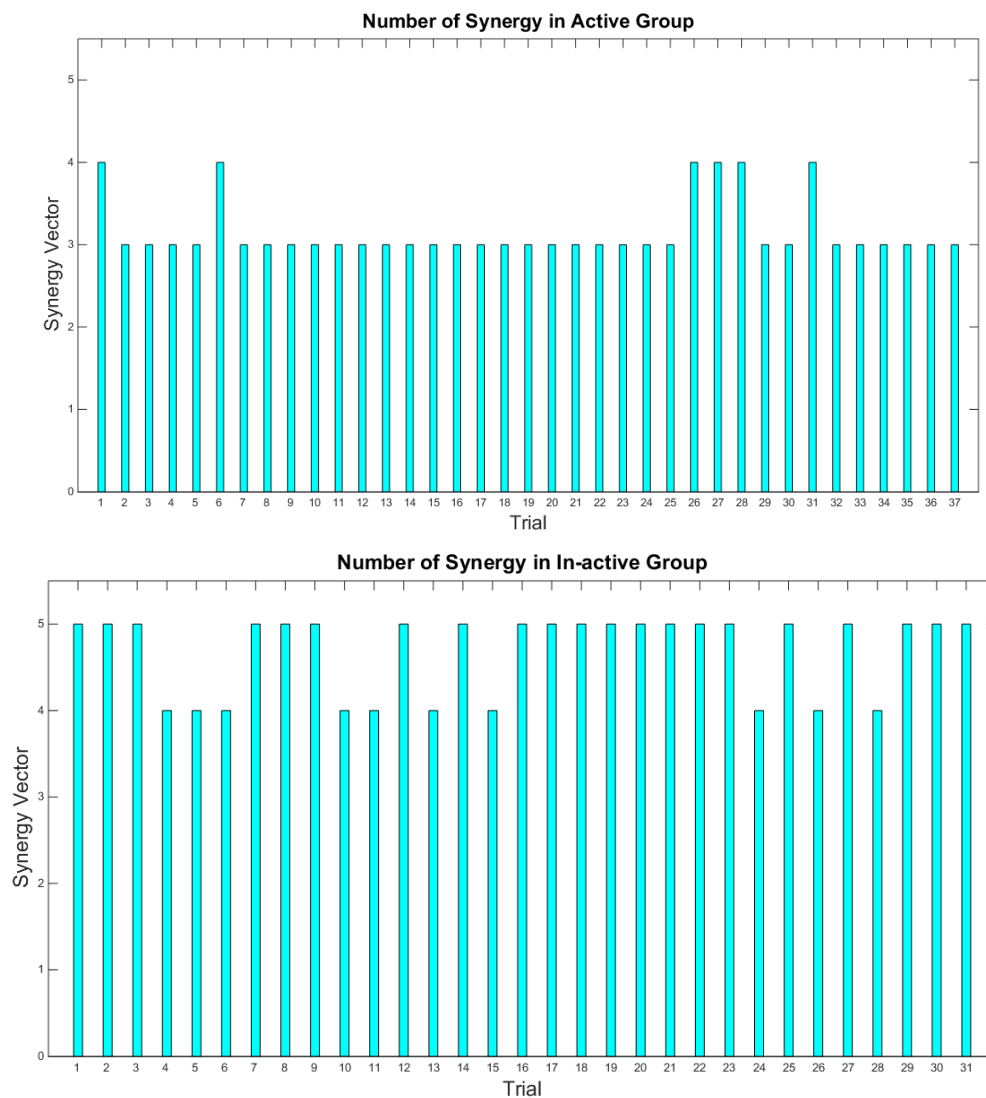
گروه	سن (سال)	قد (سانتی متر)	وزن (کیلوگرم)
	میانگین $\pm$ انحراف معیار	میانگین $\pm$ انحراف معیار	میانگین $\pm$ انحراف معیار
گروه فعال	۲۱/۷۸ $\pm$ ۱/۱۸	۱۷۹/۶۰ $\pm$ ۵/۴۷	۸۱/۰۵ $\pm$ ۶/۷۴
گروه غیرفعال	۲۴/۷۵ $\pm$ ۳/۰۱	۱۷۷/۱۶ $\pm$ ۷/۳۵	۷۴/۲۱ $\pm$ ۱۱/۳۱

در این جدول اطلاعات شرکت کننده ها و در شکل ۲، داده های توصیفی فردی جدول ۲ در قالب نمودار بیان شده است.

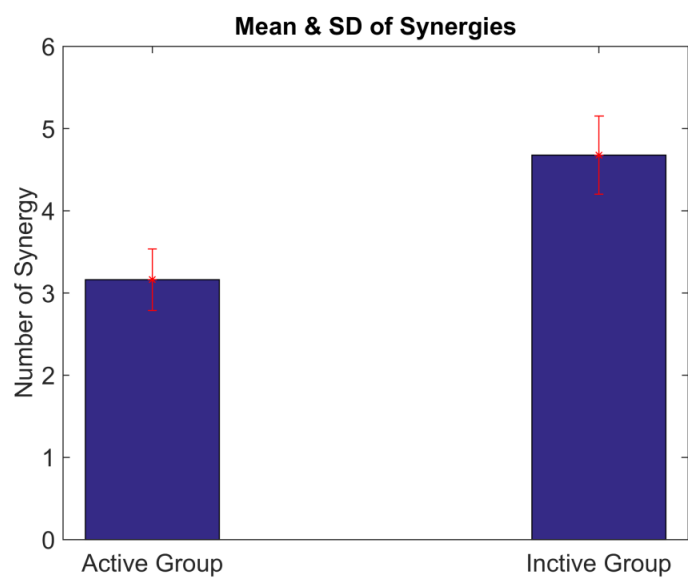
در جدول ۲ اطلاعات توصیفی فردی تعداد بردارها یا الگوی سینرژی وجود دارد. چون مشخصات به صورت فردی گزارش می شود؛ بنابراین

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

آزمودنی‌ها	کوشش	فعال عضلانی	غیرفعال عضلانی
A	۱	۴	۵
	۲	۳	۵
	۳	۳	۵
B	۱	۳	۴
	۲	۳	۴
	۳	۴	۴
C	۱	۳	۵
	۲	۳	۵
	۳	۳	۵
D	۱	۳	۴
	۲	۳	۴
	۳	۳	۵
E	۱	۳	۴
	۲	۳	۵
	۳	۳	۴
F	۱	۳	۵
	۲	۳	۵
	۳	۳	۵
H	۱	۳	۵
	۲	۳	۵
	۳	۳	۵
I	۱	۳	۵
	۲	۳	۵
	۳	۳	۴
J	۱	۳	۵
	۲	۴	۴
	۳	۴	۵
K	۱	۴	۴
	۲	۳	۵
	۳	۳	۵
L	۱	۳	۵
	۲	۴	۵
	۳	۳	--
M	۱	۳	--
	۲	۳	--
	۳	۳	--
N	۱	۳	--
	۲	۳	--
	۳	۳	۴/۶۸
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

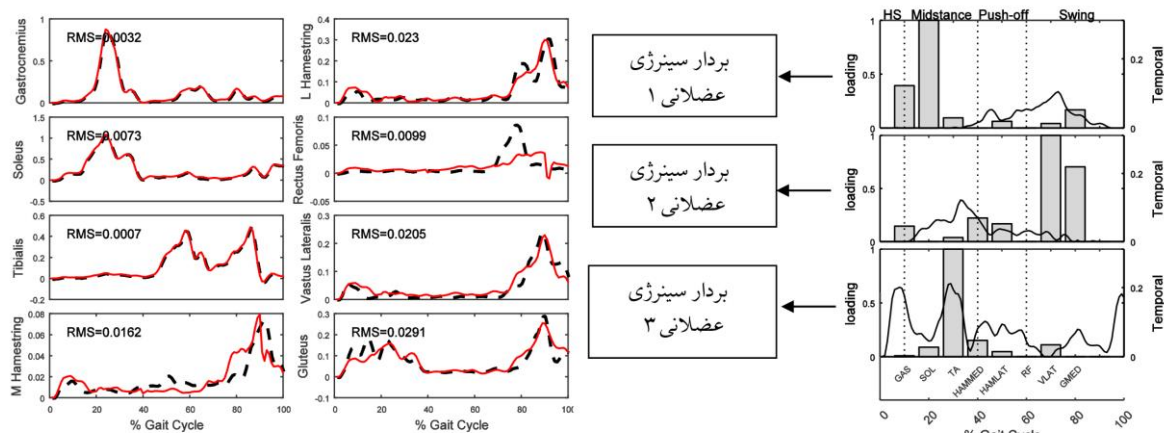
در شکل ۳، نتایج سینرژی آزمودنی‌ها برحسب میانگین باتوجه به جدول ۲ در هر گروه ارائه شده است. مطابق این شکل، گروه فعال میانگین تعداد سینرژی کمتری دارد. نتایج سینرژی عضلانی از منظر بُعد یا تعداد (جدول ۲، شکل ۲)، در گروه فعال و غیرفعال مشخص کرد که سینرژی عضلانی افراد فعال (سه بردار یا الگوی سینرژی) به مراتب کمتر از سینرژی عضلانی افراد غیرفعال (بین ۴ تا ۶ بردار یا الگوی سینرژی) است. در الگوهای اصلی سینرژی، سه عامل اساسی چرخه راه رفتن (مراحل به جلو راندن و تحمل وزن و جداشتدن پا از زمین) دیده می‌شود؛ به‌طور مثال در شکل ۴، الگوی زمانی در بردار سینرژی ۱ بیانگر مرحله به جلو راندن است و الگوی زمانی بردار سینرژی ۲ و بردار سینرژی ۳ به ترتیب مراحل تحمل وزن و جداشتدن پا از زمین را نشان می‌دهد. در الگوی زمانی افراد

در شکل ۳، نتایج سینرژی آزمودنی‌ها برحسب میانگین باتوجه به جدول ۲ در هر گروه ارائه شده است. مطابق این شکل، گروه فعال میانگین تعداد سینرژی کمتری دارد.

نتایج سینرژی عضلانی از منظر بُعد یا تعداد (جدول ۲، شکل ۲)، در گروه فعال و غیرفعال مشخص کرد که سینرژی عضلانی افراد فعال (سه بردار یا الگوی سینرژی) به مراتب کمتر از سینرژی عضلانی افراد غیرفعال (بین ۴ تا ۶ بردار یا الگوی سینرژی) است. در الگوهای اصلی سینرژی، سه عامل اساسی چرخه راه رفتن (مراحل به جلو راندن و تحمل وزن و جداشتدن پا از زمین) دیده می‌شود؛ به‌طور مثال در شکل ۴، الگوی زمانی در بردار سینرژی ۱ بیانگر مرحله به جلو راندن است و الگوی زمانی بردار سینرژی ۲ و بردار سینرژی ۳ به ترتیب مراحل تحمل وزن و جداشتدن پا از زمین را نشان می‌دهد. در الگوی زمانی افراد

جدول ۳. میانگین RMS بین سیگنال اصلی و بازسازی شده الگوی فعالیت عضلانی هنگام راه رفتن براساس کوشش‌های آزمودنی‌ها در دو گروه فعال و غیرفعال

گروه	گلو تئوس مدیوس	وستوس لترا لیس	رکتوس فموریس	لترال همسترینگ	مدیال همسترینگ	تیبیالیس آنتریور	گاسترو کنمیوس داخلی	سولئوس
فعال (میانگین ± انحراف معیار)	۰/۰۱۶ ± ۰/۰۲۸	۰/۰۱۰ ± ۰/۰۱۹	۰/۰۱۲ ± ۰/۰۰۹	۰/۰۱۴ ± ۰/۰۳۰	۰/۰۱۶ ± ۰/۰۲۹	۰/۰۲۵ ± ۰/۰۲۳	۰/۰۱۴ ± ۰/۰۲۵	۰/۰۱۰ ± ۰/۰۱۴
غیرفعال (میانگین ± انحراف معیار)	۰/۰۱۵ ± ۰/۰۲۴	۰/۰۱۲ ± ۰/۰۲۱	۰/۰۰۹ ± ۰/۰۱۱	۰/۰۱۰ ± ۰/۰۱۶	۰/۰۰۹ ± ۰/۰۲۳	۰/۰۲۱ ± ۰/۰۲۴	۰/۰۱۵ ± ۰/۰۱۳	۰/۰۰۸ ± ۰/۰۰۸



شکل ۴. شکل سمت راست: الگوی سینرژی عضلانی در یک چرخه راه رفتن با سه بردار سینرژی یا سه سینرژی عضلانی. نمودارهای ستونی بار عاملی یا ضرایب وزنی میزان مشارکت عضلات در تولید هر سینرژی است و خط منحنی نیز الگوی زمانی هر سینرژی را بیان می‌کند. شکل سمت چپ: الگوی بازسازی شده سیگنال الکترومیوگرافی براساس سینرژی‌های استخراج شده (خط پیوسته) و سیگنال الکترومیوگرافی اصلی (منحنی خط چین). میزان RMS بیانگر صحت نتایج استخراج شده است.

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

جدول ۴. نتایج آزمون یومن ویتنی به منظور بررسی الگوی هماهنگی در گروه فعال و غیرفعال

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

۴ بحث

هدف پژوهش حاضر، بررسی اثر تمرینات بدنی بر سینرژی های عضلانی در الگوی راه رفتن بود. از منظر تعداد سینرژی های 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، بررسی های متعددی در زمینه سینرژی عضلانی در حوزه راه رفتن انجام شده است. ایواننکو 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 فعال سازی عضله در راه رفتن انسان پرداختند. شش آزمودنی (چهار مرد و دو زن) در این مطالعه شرکت کردند و از آن ها خواسته شد روی تردمیل با سرعت های 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 مطالعه ای مشابه، نپتون و همکاران کنترل ماژولار (سینرژی) راه رفتن انسان را بررسی کردند. آن ها از چهارده آزمودنی سالم بالغ (دو مرد و دوازده زن) در حالی که فعالیت هشت عضله تیپالیس 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 پژوهش های نامبرده ضرورت دارد: نتایج پژوهش حاضر با یافته های هر دو مطالعه ایواننکو و همکاران و نپتون و همکاران متفاوت بود؛ زیرا یافته های 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، می تواند 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 به نوعی تأییدکننده نتایج این بخش درباره سینرژی عضلانی اشخاص فعال باشد. ساورز و همکاران به دنبال بررسی این سؤال بودند که چگونه تمرین های بلندمدت روی کنترل عصبی حرکات اثر می گذارد؟ ارزیابی الگوی سینرژی آن ها در دو گروه ماهر و مبتدی براساس الگوی فعالیت عضلانی ۱۶ عضله، نشان داد که افراد ماهر از سینرژی های عضلانی بیشتری برخوردارند (۱۹). باتوجه به پژوهش های هاگ و همکاران و تارپین و همکاران این طور نتیجه گیری می شود که افراد تمرین کرده در دوچرخه سواری در مقایسه با اشخاص تمرین نکرده تعداد سینرژی های عضلانی کمتری دارند (۴، ۶) و با در نظرگیری یافته های این دو پژوهش می توان اظهار داشت نتایج مطالعه حاضر همسو با تحقیقات مذکور است. از یافته های دیگر شیفت زمانی و پایدار بودن مشارکت عضلات در مقایسه با گروه غیرفعال بود. از این منظر تحقیقات مختلف نشان دادند که تعداد ماژول های سینرژی (تعداد سینرژی ها) با افزایش یا کاهش سرعت ثابت باقی می ماند (۷، ۱۱، ۲۰). نکته درخور توجه این است که با افزایش سرعت راه رفتن تنها میزان مشارکت بیشتر می شود. به عبارت دیگر دامنه نقش عضلات در تشکیل الگوی سینرژی ها افزایش می یابد. این یافته در پژوهش کلارک و همکاران گزارش شده است (۱۱). ایواننکو و همکاران نتیجه اثر سرعت را بر الگوی سینرژی این گونه بیان کردند که الگوی کلی یکی است؛ اما این الگو زمان اندکی شیفت پیدا می کند و آن ها اظهار داشتند که این مقدار شیفت به نظر می رسد مربوط به کاهش زمان فاز استقرار باشد. میزان تغییرپذیری الگو نیز زیاد می شود (۷). تغییرپذیری مذکور ناشی از عواملی به جز الگوی ثبت فعالیت عضلانی است؛ زیرا نشان داده اند که تغییرپذیری مشاهده شده بین فردی برای الگوی EMG در پدال زدن، تفاوتی را در راهبرد پدال زدن ایجاد نمی کند (۴). به نظر می رسد کاهش تعداد سینرژی ها یا ادغام آن ها با هدف تسهیل سازی عصبی فرآیند حرکت صورت می گیرد و این امر می تواند 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 هایپرتروفی رخ می دهد (۲۱، ۲۲)؛ بنابراین از احتمالات نتایج پژوهش حاضر می تواند سطح قدرت آزمودنی ها باشد. هر سینرژی توسط یک پیام عصبی و در اثر فعالیت عضلات تولید می شود. ذکر این نکته نیز ضروری بوده که سینرژی ها کمتر به معنای تطبیق پذیری 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. درواقع 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. درواقع 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, Shigemi 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/japplphysiol.01305.2009](https://doi.org/10.1152/japplphysiol.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 mehabilitation 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. Serrancolí 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)