MEJDS. 2020; 10:147.

Published online 2020 Oct. **Research Article**

Exercises on Muscle Synergies in Gait Pattern

*Nabavinik H[1], Sadeghi H[1], Kobravi HR[2], Barati A[3], Hadadnezhad M[1]

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 Rajaee 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 Betterworth 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.

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.22.1]

Copyright © 2016, MEJDS. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited.

مجله مطالعات ناتوانی ۱۳۹۹؛ (۱۰):۱۴۷.

انتشار برخط مهرماه ۱۳۹۹ مقاله پژوهشی اصیل

تأثیر تمرینات بدنی بر سینرژی‌های عضلانی در الگوی راه‌رفتن

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

توضیحات نویسندگان

۱. گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم‌ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران؛

۲. گروه مهندسی‌پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی مشهد، ایران؛

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

*رایانامهٔ نویسندهٔ مسئول: Hossein.nabavinik@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 راه‌رفتن متأثر از تغییرات در این دو قسمت است؛ بنابراین محقق به مطالعهٔ اثر تمرین‌های بدنی بر سینرژی‌های عضلانی در الگوی راه‌رفتن پرداخت.

روش‌بررسی: جامعهٔ آماری این پژوهش نیمه‌آزمایشی را مردان جوان فعال آموزشکدهٔ فنی‌وحرفه‌ای امام‌علی تشکیل دادند. ۲۶ آزمودنی در دو گروه فعال و غیرفعال به‌صورت نمونهٔ دردسترس در این پژوهش شرکت کردند. به‌منظور اندازه‌گیری الگوی فعالیت عضلانی، دستگاه الکترومیوگرافی بایومتریک (هشت‌کاناله، مدل PS850، ساخت انگلستان) به‌کار رفت و پس از اندازه‌گیری این الگو در فعالیت راه‌رفتن، سینرژی عضلانی ازطریق الگوریتم HALS استخراج شد. از آمار توصیفی جهت توصیف داده‌ها و از آزمون یومن‌ویتنی در سطح معناداری $p\leq$ ۰/۰۵ به‌منظور مقایسهٔ تعداد سینرژی‌های دو گروه و نیز نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۱۶ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج مشخص کرد که میانگین تعداد سینرژی‌ها در گروه فعال (۳/۱۶±۰/۳۷) کمتر از گروه غیرفعال (۴/۶۸±۰/۴۸) 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 ($p\leq$ ۰/۰۵).

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، راه‌رفتن.

حق انتشار محفوظ است © ۱۳۹۵، مجله مطالعات ناتوانی. این یک مقاله با دسترسی آزاد است که تحت مجوز اختیار_غیرتجاری ۴/۰ بین‌المللی (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/deed.fa) منتشر شده است که به شما اجازه می‌دهد که مواد منتشر شده در این مقاله را با شرط ارجاع مناسب به نسخهٔ اصلی، به‌طور غیرتجاری نسخه‌برداری و توزیع کنید.

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.22.1]

۱ مقدمه

در مطالعات حرکات انسان چالش اصلی محققان و پزشکان و متخصصان، درک چگونگی کنترل سیستم پیچیدهٔ اسکلتی‌عضلانی 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 دامنهٔ 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 هماهنگ عضلات به‌تبع منجربه تغییرپذیری کاملاً مشهود در سطوح مذکور شده و عنوان می‌شود که الگوی متفاوت امکان دارد به‌دلیل افزونگی سیستم حرکتی انسان باشد (۲)؛ ازاین‌رو مفهوم سینرژی عضلانی در دههٔ 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 پایهٔ عصبی یا الگوی‌های سینرژی می‌تواند در شناخت سازوکارهای حرکت و توسعهٔ عملکرد و همچنین اهداف بالینی و توان‌بخش مؤثر باشد.

بنابراین، کاملاً روشن است که احتمالاً سیستم عصبی به‌منظور اجرای حرکت‌های مختلف ساده تا پیچیده، سعی دارد افزونگی سیستم اسکلتی‌عضلانی را که توسط برنشتاین با عنوان درجات آزادی اطلاق شده، با ساده‌سازی آن تحت کنترل درآورد (۲،۵). به‌عبارت‌دیگر، سیستم عصبی تلاش می‌کند بهینه‌ترین الگوی سینرژی یا الگوی هماهنگ را انتخاب و اجرا کند. باتوجه به ارزیابی مطالعات، دوچرخه‌سواران حرفه‌ای تعداد سینرژی کمتری دارند (۴،۶). در حوزهٔ راه‌رفتن ایوانکو و همکاران این فرضیه را در ذهن داشتند که احتمالاً تعداد الگوهای ثابتی عهده‌دار فعالیت راه‌رفتن 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) راه‌رفتن 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 راه‌رفتن لازم است (۸). به‌طورکلی سینرژی‌های عضلانی راه‌رفتن بین ۴تا۶ بردار (الگوی سینرژی) گزارش شده است (۹،۱۰). براساس تحقیقات انجام‌شده روی افراد ورزشکار (۴،۶)، به‌نظر می‌رسد برای آن‌ها درمقایسه با افراد عادی، ساختار سینرژی‌ها تعدیل می‌یابد؛ هرچند هنوز اظهار نظری دربارهٔ آن نشده است. به‌بیان دیگر توانایی انجام الگوی حرکت با هماهنگی عضلانی بیشتر و به‌صورت کارآمدتر انجام می‌شود؛ اما مشخص نیست که آیا راه‌رفتن در افراد فعال یا تمرین‌کرده می‌تواند در اثر تمرین و فعالیت بدنی تعدیل یابد و مانند افراد سالم تمرین‌نکرده الگوی سینرژی یا الگوی‌های پایهٔ مشخصی داشته باشد. صفوی‌نیا و همکاران نیز در مطالعه‌ای با هدف کاربردهای سینرژی در بازتوانی عنوان کردند که باوجود اهمیت سینرژی‌ها در درک سازوکارهای حرکت، مطالعات بر کنترل پاسچر متمرکز بوده و به فعالیت‌های عملکردی دیگر مانند راه‌رفتن کمتر توجه شده است (۱۰)؛ ازاین‌رو در تحقیق حاضر بررسی سینرژی‌های عضلانی در افراد فعال به‌هنگام راه‌رفتن انجام شد.

۲ روش‌بررسی

پژوهش حاضر نیمه‌آزمایشی و مدل تحقیق علی‌مقایسه‌ای بود. جامعهٔ آماری را مردان جوان فعال آموزشکدهٔ فنی‌وحرفه‌ای امام‌علی صفادشت ملارد (دانشجویان علوم‌ورزشی) 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 درنظر گرفته شد که دارای هیچ‌گونه فعالیت بدنی مشخصی نبود. از درون جامعهٔ آماری ۳۰ آزمودنی (۱۵ فعال و ۱۵ غیرفعال) با ملاک‌های ورود به تحقیق، به‌صورت نمونهٔ دردسترس گزینش شده و درمجموع چهار آزمودنی در مرحلهٔ پردازش داده به‌علت نبود کیفیت علامت‌ها از روند پژوهش کنار گذاشته شدند؛ بنابراین تعداد نمونهٔ نهایی در گروه فعال ۱۴ نفر و در گروه غیرفعال ۱۲ نفر بود.

آزمودنی‌های فعال و غیرفعال سابقهٔ ابتلا به آسیب‌های نورولوژیک، صدمات تروماتیک، اختلال بینایی و تعادل یا هرگونه سابقهٔ آسیب‌های ورزشی را نداشتند. آزمودنی‌ها قبل از شرکت در مطالعه پرسشنامهٔ صحت سلامت را تکمیل کردند و در صورت تأییدنکردن مواد مذکور، از روند پژوهش حذف شدند. ضمن اینکه ابتدا دربارهٔ روش تحقیق ارائهٔ 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 عضلهٔ گلوتئوس‌مدیوس، وستوس‌لترالیس، رکتوس‌فموریس، مدیال‌همسترینگ، لترال‌همسترینگ، تیبیالیس‌آنتریور، گاستروکنمیوس داخلی و سولئوس انجام شد که غالباً در تحقیقات راه‌رفتن به آن توجه می‌شود (۸،۱۱،۱۲،۱۳). ابتدا تعیین نواحی مدنظر عضله‌ها با استفاده از دستورعمل سنیام صورت گرفت. بعد از مشخص‌شدن مناطق الکترودگذاری، به‌منظور کاهش مقاومت پوست، نواحی شیو و سپس با الکل تمیز شد (شکل ۱). در مرحلهٔ بعد، الکترودهای سطحی نقره‌ـ کلریدنقره با فاصلهٔ مرکز تا مرکز ۲۰ میلی‌متر روی محل‌های مشخص‌شده قرار گرفت. ثبت اطلاعات با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز انجام پذیرفت.

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.22.1]



شکل ۱. آماده‌سازی آزمودنی به‌منظور اندازه‌گیری الگوی فعالیت عضلانی راه‌رفتن

جهت شروع اندازه‌گیری، ابتدا از آزمودنی درخواست شد تا چند بار مسیر راه‌رفتن را به‌منظور آشنایی با آزمون طی کند. درنهایت 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 نسخهٔ 2014b به‌کار رفت. پس از دیجیتایزکردن اطلاعات در نرم‌افزار نکسوس نسخهٔ ۲/۵، داده‌ها با فرمت اسکی ذخیره شد. سپس، آماده‌سازی اطلاعات به‌منظور محاسبهٔ سینرژی صورت گرفت.

بدین‌منظور، ابتدا از یک‌فیلتر باترورث میان‌گذر با فرکانس قطع ۱۰تا۵۰۰ هرتز با مرتبهٔ چهار استفاده شد. سیگنال‌های EMG رکتیفای و بر حداکثر مقدار MVC نرمالایز شدند. به‌طور مجدد، یک‌فیلتر پایین‌گذر با فرکانس قطع ۱۰ هرتز با مرتبهٔ چهار به‌کار رفت و به‌حالت ماتریس ۸×۱۰۰ به‌منظور محاسبهٔ سینرژی عضلانی ذخیره شد. مدل سینرژی برطبق روش معرفی‌شده توسط لی و سانگ (۱۹۹۹) بوده که فرمول آن به‌شکل 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. به‌عبارت‌دیگر، سینرژی‌های عضلانی باتوجه به اطلاعات الکترومیوگرافی عضلات متداول در الگوی حرکتی به‌دست 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 (۲،۱۷،۱۸). از الگوریتم HALS به‌منظور دستیابی به این مدل استفاده شد.

آنالیز آماری با نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۱۶ صورت گرفت. در بخش توصیفی، اطلاعات سینرژی به‌طور فردی بررسی شد. آزمون شاپیرو–ویلک و آزمون یومن‌ویتنی به‌ترتیب به‌منظور اطمینان از نرمال‌بودن توزیع داده‌ها و مقایسهٔ سینرژی‌ها در سطح معناداری α=۰/۰۵ 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 به‌ترتیب ۱۷۹/۶۰ و ۱۷۷/۱۶ سانتی‌متر به‌دست آمد. همچنین متغیر سن در گروه فعال دارای میانگین ۲۱/۷۸ سال و در گروه غیرفعال ۲۴/۵ سال بود.

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

گروه	سن (سال) میانگین±انحراف‌معیار	قد (سانتی‌متر) میانگین±انحراف‌معیار	وزن (کیلوگرم) میانگین±انحراف‌معیار
گروه فعال	۲۱/۷۸±۱/۱۸	۱۷۹/۶۰±۵/۴۷	۸۱/۰۵±۶/۷۴
گروه غیرفعال	۲۴/۷۵±۳/۰۱	۱۷۷/۱۶±۷/۳۵	۷۴/۲۱±۱۱/۳۱

در جدول ۲ اطلاعات توصیفی‌فردی تعداد بردارها یا الگوی سینرژی وجود دارد. چون مشخصات به‌صورت فردی گزارش می‌شود؛ بنابراین در این جدول اطلاعات شرکت‌کننده‌ها و در شکل ۲، داده‌های توصیفی‌فردی جدول ۲ در قالب نمودار بیان شده است.

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

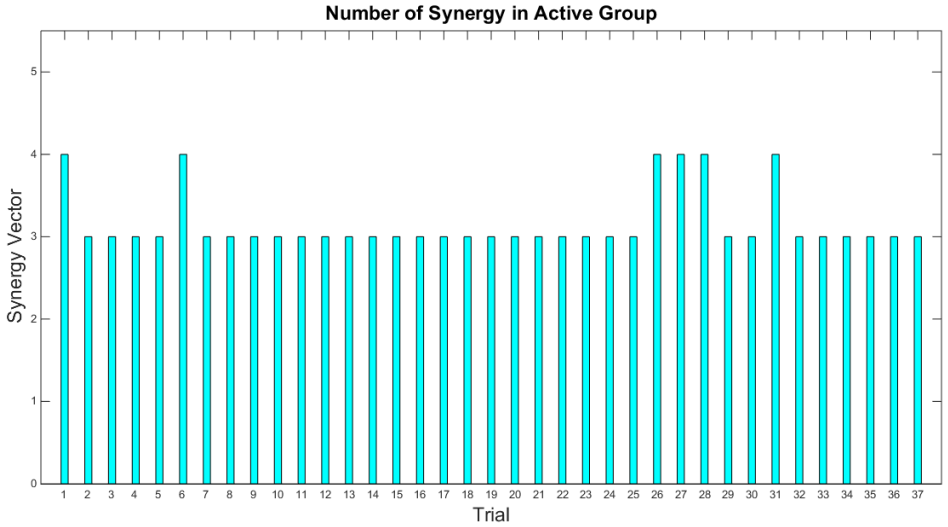
[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.22.1]

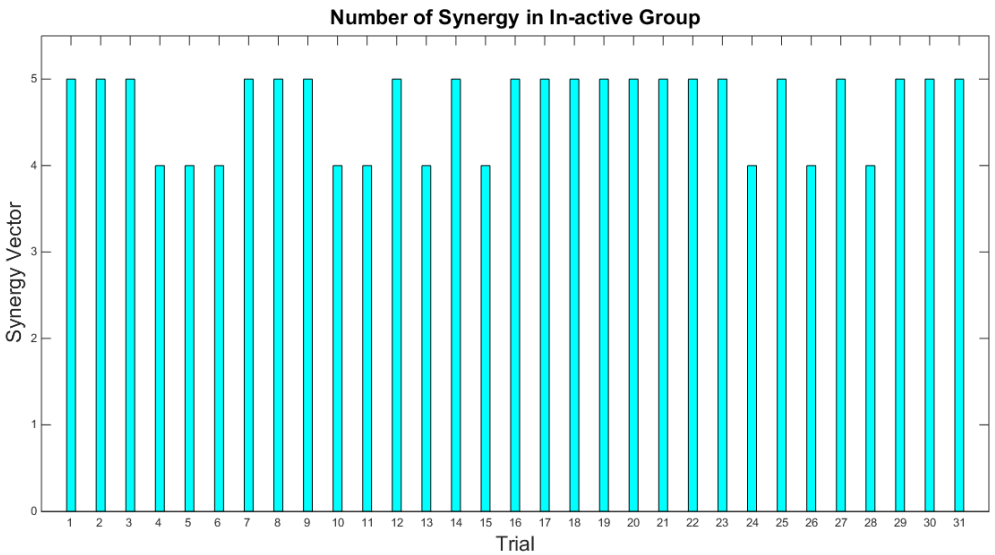
جدول ۲. تعداد سینرژی‌ها در هریک از سطوح عضلانی و گشتاور مفصل در گروه فعال و غیرفعال

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
G	۱	۳	۵
	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	۳	۵
	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

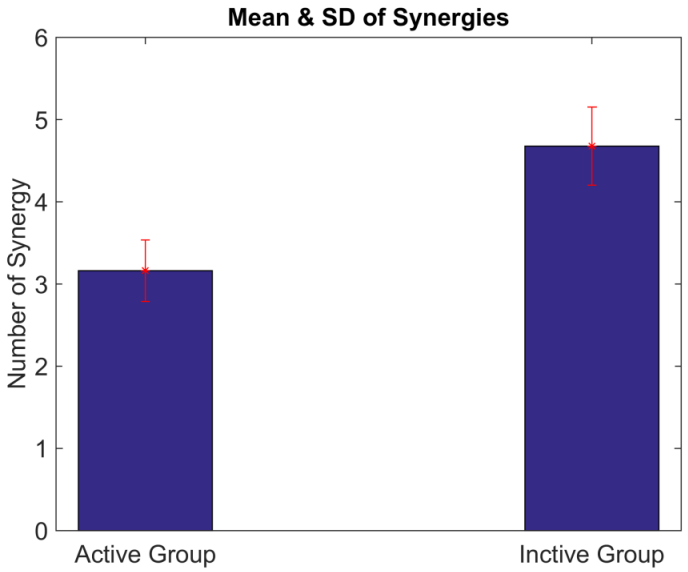
[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.22.1]





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

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.22.1]

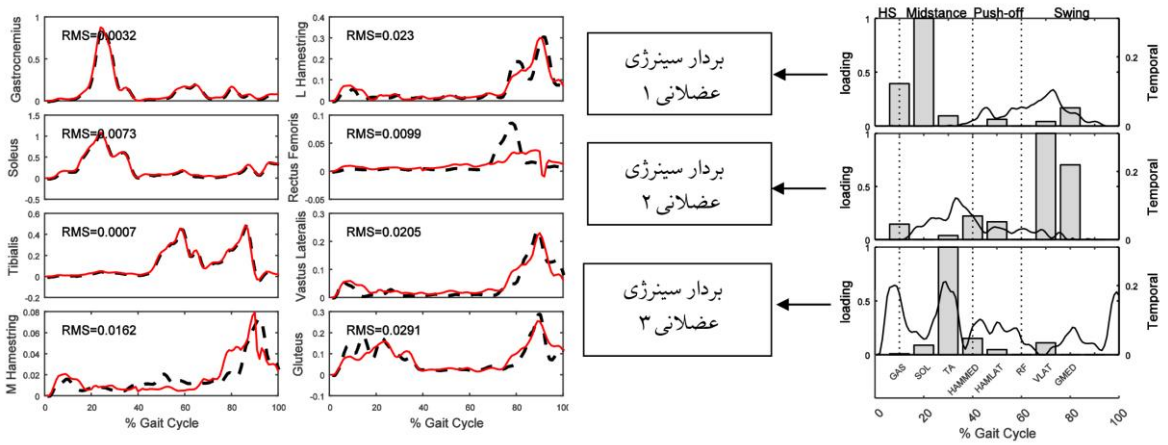
در شکل ۳، نتایج سینرژی آزمودنی‌ها برحسب میانگین باتوجه به جدول ۲ در هر گروه ارائه شده است. مطابق این شکل، گروه فعال میانگین تعداد سینرژی کمتری دارد.

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) به‌مراتب کمتر از سینرژی عضلانی افراد غیرفعال (بین ۴تا۶ بردار یا الگوی سینرژی) است. در الگوهای اصلی سینرژی، سه عامل اساسی چرخهٔ راه‌رفتن (مراحل به‌جلو راندن و تحمل وزن و جداشدن پا از زمین) دیده می‌شود؛ به‌طور مثال در شکل ۴، الگوی زمانی در بردار سینرژی ۱ بیانگر مرحلهٔ به‌جلو راندن است و الگوی زمانی بردار سینرژی ۲ و بردار سینرژی ۳ به‌ترتیب مراحل تحمل وزن و جداشدن پا از زمین را نشان می‌دهد. در الگوی زمانی افراد غیرفعال شیفت بیشتری درمقایسه با افراد فعال مشاهده می‌شود. از منظر نقش عضلات نیز گروه غیرفعال وضعیت ناپایداری را به‌لحاظ سهم عضلات دارد. همچنین تعداد سینرژی‌های عضلانی بیشتر، نقش حمایتی برای سینرژی‌های اصلی یا نقش تثبیت‌کنندگی را بیان می‌کند.

در انتهای سینرژی هر آزمودنی، نمودار الگوی بازسازی‌شدهٔ سیگنال اصلی باتوجه به اطلاعات استخراج‌شده از سینرژی بررسی شده است. هرچه میزان انطباق (حداقل RMS) دو سیگنال زیادتر باشد به‌معنای صحت بیشتر نتایج سینرژی بوده و در جدول ۳ میانگین RMS براساس میانگین تمام کوشش‌ها در هر عضله آورده شده است. شکل ۳، نمونه‌ای از خروجی‌های سینرژی عضلانی را در گروه فعال نشان می‌دهد.

جدول ۳. میانگین RMS بین سیگنال اصلی و بازسازی‌شدهٔ الگوی فعالیت عضلانی هنگام راه‌رفتن براساس کوشش‌های آزمودنی‌ها در دو گروه فعال و غیرفعال

گروه	گلوتئوس مدیوس	وستوس لترالیس	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 یک‌چرخهٔ راه‌رفتن 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 بازسازی‌شدهٔ سیگنال الکترومیوگرافی براساس سینرژی‌های استخراج‌شده (خط پیوسته) و سیگنال الکترومیوگرافی اصلی (منحنی خط‌چین). میزان RMS بیانگر صحت نتایج استخراج‌شده است.

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.22.1]

نتایج آزمون یومن‌ویتنی (جدول ۴) به‌منظور مقایسهٔ الگوی هماهنگی عضلانی در گروه فعال و غیرفعال نشان داد که اختلاف معناداری بین دو گروه باتوجه به تعداد الگوی سینرژی وجود دارد ($p\leq ۰/۰۵$).

جدول ۴. نتایج آزمون یومن‌ویتنی به‌منظور بررسی الگوی هماهنگی در گروه فعال و غیرفعال

گروه	آمارهٔ Z	مقدار احتمال
فعال	۷/۲۰−	۰/۰۰
غیرفعال		

۴ بحث

هدف پژوهش حاضر، بررسی اثر تمرینات بدنی بر سینرژی‌های عضلانی در الگوی راه‌رفتن بود. از منظر تعداد سینرژی‌های عضلانی، گروه فعال تعداد کمتری را به‌خود اختصاص داد. الگوی زمانی نیز شیفت کمتری را درمقایسه 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 زمینهٔ سینرژی عضلانی در حوزهٔ راه‌رفتن انجام شده است. ایوانکو و همکاران این فرضیه را در ذهن داشتند که احتمالاً تعداد الگوهای ثابتی مسئول فعالیت راه‌رفتن است و در پژوهشی به ارزیابی پنج الگوی پایهٔ مسئول فعال‌سازی عضله در راه‌رفتن 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 ۱۲تا۱۶ عضله به‌دست‌آمده، نشان داد پنج الگوی سینرژی عضلانی در راه‌رفتن افراد سالم وجود دارد (۷). به‌عبارت‌دیگر پنج سینرژی مسئول راه‌رفتن است. در مطالعه‌ای مشابه، نپتون و همکاران کنترل ماژولار (سینرژی) راه‌رفتن انسان را بررسی کردند. آن‌ها از چهارده آزمودنی سالم بالغ (دو مرد و دوازده زن) درحالی‌که فعالیت هشت عضلهٔ تیبیالیس‌آنتریور، سولئوس، گاستروکنمیوس داخلی، وستوس‌مدیالیس، رکتوس‌فموریس، همسترینگ داخلی، همسترینگ خارجی و گلوتئوس‌مدیوس را ثبت کرده، خواستند روی تردمیل با سرعت m/s ۱/۲ راه بروند. نتایج این مطالعه برحسب روش تجزیهٔ الگوی غیرمنفی مشخص کرد که پنج ماژول یا الگوی سینرژی برای اجرای فعالیت راه‌رفتن لازم است (۸). دو نکته در پژوهش‌های نامبرده ضرورت دارد؛ نتایج پژوهش حاضر با یافته‌های هر دو مطالعهٔ ایوانکو و همکاران و نپتون و همکاران متفاوت بود؛ زیرا یافته‌های آنان نشان داد پنج بردار سینرژی یا پنج سینرژی مسئول راه‌رفتن انسان است؛ اما پژوهش حاضر تعیین کرد که راه‌رفتن 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 چرخهٔ راه‌رفتن، می‌تواند بر الگوی سینرژی اثرگذار باشد (۱).

تحقیقات مختلفی در زمینهٔ سینرژی افراد فعال یا ورزشکار در خارج از حوزهٔ راه‌رفتن انجام شده که قادر است به‌نوعی تأییدکنندهٔ نتایج این بخش دربارهٔ سینرژی عضلانی اشخاص فعال باشد. ساورز و همکاران به‌دنبال 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 درمقایسه با اشخاص تمرین‌نکرده تعداد سینرژی‌های عضلانی کمتری دارند (۴،۶) و با در نظرگیری یافته‌های این دو پژوهش می‌توان اظهار داشت نتایج مطالعهٔ حاضر همسو با تحقیقات مذکور است. از یافته‌های دیگر شیفت زمانی و پایداربودن مشارکت عضلات درمقایسه 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). نکتهٔ درخورتوجه این است که با افزایش سرعت راه‌رفتن تنها میزان مشارکت بیشتر می‌شود. به‌عبارت‌دیگر دامنهٔ نقش عضلات در تشکیل الگوی سینرژی‌ها افزایش می‌یابد. این یافته در پژوهش کلارک و همکاران گزارش شده است (۱۱). ایوانکو و همکاران نتیجهٔ 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 ناشی‌از عواملی به‌جز الگوی ثبت فعالیت عضلانی است؛ زیرا نشان داده‌اند که تغییرپذیری مشاهده‌شدهٔ بین‌فردی 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 بیشترشدن قدرت، صرفاً با توسعهٔ هماهنگی عصبی‌عضلانی انجام شده و بعد از هشت هفته افزایش هایپرتروفی رخ می‌دهد (۲۱،۲۲)؛ بنابراین از احتمالات نتایج پژوهش حاضر می‌تواند سطح قدرت آزمودنی‌ها باشد. هر سینرژی توسط یک‌پیام عصبی و در اثر فعالیت عضلات تولید می‌شود. ذکر این نکته نیز ضروری بوده که سینرژی‌ها کمتر به‌معنای تطبیق‌پذیری و درنتیجه کارآمدی سیستم حرکتی و مصرف انرژی ضعیف است؛ زیرا با

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.22.1]

سینرژی‌های کمتر می‌توانند فعالیت را انجام دهند. درواقع افراد فعال یا تمرین‌کرده سطوح بیشتری از کارآمدی را نشان می‌دهند. از محدویت‌های 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 رشتهٔ ورزشی نتایج چشمگیرتری به‌دست 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 بیانگر احتمال افزایش بار روی سیستم اسکلتی‌عضلانی و همچنین احتمال ابتلا به اختلال‌های اسکلتی‌عضلانی است. به‌نظر می‌رسد نتایج پژوهش حاضر نه‌تنها صحت سلامت سیستم اسکلتی‌عضلانی را مشخص می‌کند، بلکه می‌تواند به‌عنوان معیار برای ارزیابی عملکرد در افراد سالم و در حوزهٔ توان‌بخشی استفاده شود.

۶ تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از تمامی افراد شرکت‌کننده در پژوهش و نیز دوستانی که در فرایند جمع‌آوری اطلاعات کمک کردند، تشکر و قدردانی صورت می‌گیرد. این پژوهش برگرفته از رسالهٔ دکتری است. لازم به‌ذکر بوده که از دقت نظر و بررسی‌های تیم نشریهٔ مطالعات ناتوانی در جهت افزایش کیفیت مقالهٔ حاضر نیز قدردانی می‌شود.

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
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
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
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
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
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
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
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
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
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
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
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
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
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
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

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.22.1]

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
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
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
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

[Downloaded from jdisabilstud.org on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.23222840.1399.10.0.22.1]