

Gait Pattern based on Muscle Synergy Using Assessment, Diagnosis, and Rehabilitation Approach: A Systematic Review

Hossein Nabavinik*¹ , Heydar Sadeghi² 

1. PhD of Sports Biomechanics, Department of Sport Biomechanics and Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sport Science, Kharazmi University, Tehran, Iran
2. Full Professor of Sport Biomechanics, Department of Sport Biomechanics and Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sport Science, Kharazmi University, Tehran, Iran

Received: 2018.September.10

Revised: 2019. January.15

Accepted: 2019.March.13

Abstract

Background and Aims: The nervous system uses muscles and joints in order to perform activities in a coordinated manner, such as walking. Environmental changes are also added while executing the movement, which cause more complexities in movement control and misunderstanding of a comprehensive model. Hence, muscle synergy attempts to explain movements such as walking in such a way that it can generalize its findings as a pattern to all the same conditions. The purpose of the present study was to review the research on walking patterns from the point of view of muscle synergy using the evaluation, diagnosis, and rehabilitation approach.

Materials and Methods: From among 136 articles, 13 were selected from databases, including Science Direct, Pubmed, Springer, Elsevier, SID, and Google Scholar, based on research criteria.

Results: The results showed that CNS facilitates its implementation by simplifying the movement. To this end, CNS needs 5 modules to walking. The pattern is so stable that even there is no difference between the young and the elderly or at different speeds. Only there is a slight shift in the time pattern due to changes in biomechanical needs, but in pathology conditions, there are some changes both in the number of modules and their time pattern.

Conclusion: According to the findings of the present research, it seems that the basic pattern of synergy is stable in walking under different conditions so that it can be used to assess the motor pattern in healthy individuals and patients in both rehabilitation and diagnosis.

Keywords: Gait; Muscle Synergy; Pattern

Cite this article as: Hossein Nabavinik, Heydar Sadeghi. Gait pattern based on muscle synergy using assessment, diagnosis, and rehabilitation approach: A systematic review. J Rehab Med. 2019; 8(1): 237-249.

* **Corresponding Author:** PhD of Sports Biomechanics, Department of Sport Biomechanics and Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sport Science, Kharazmi University, Tehran, Iran.
Email: Hossein.nabavinik@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111001.1688

الگوی راه رفتن بر اساس سینرژی عضلانی با رویکرد ارزیابی، تشخیص و بازتوانی: مروری سیستماتیک

حسین نبوی نیک^{۱*}، حیدر صادقی^۲

۱. دکتری تخصصی بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. استاد تمام بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۶/۱۹ بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۱۰/۲۵ پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۱۲/۲۲ *

چکیده

مقدمه و اهداف

به منظور اجرای فعالیت‌هایی از قبیل راه رفتن مفاصل و عضلات توسط سیستم عصبی به صورت هماهنگ به کار گرفته می‌شوند. همچنین به هنگام اجرای حرکات، تغییرات محیطی نیز افزوده می‌شود که سبب پیچیدگی بیشتر کنترل حرکت و عدم درک الگویی جامع می‌گردد. از این رو، سینرژی عضلانی تلاش دارد کنترل حرکتی از قبیل راه رفتن را به گونه ای تشریح کند که بتوان یافته‌های آن را مانند یک الگو به تمامی شرایط مشابه تعمیم داد. لذا هدف مطالعه حاضر، مروری بر پژوهش‌های انجام شده در خصوص الگوی راه رفتن از منظر سینرژی عضلانی با رویکرد ارزیابی، تشخیص و بازتوانی بود.

مواد و روش‌ها

جستجوی مقالات مرتبط در بانک‌های اطلاعاتی مانند Science Direct، Pubmed، Elsevier، Springer و SID، Google Scholar بر اساس معیارهای تحقیق، تعداد ۱۳ مقاله از بین ۱۳۶ مقاله انتخاب شد.

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد CNS با ساده‌سازی حرکت، اجرای آن را تسهیل می‌کند بدین منظور CNS برای اجرای راه رفتن به ۵ ماژول نیاز دارد این الگو به حدی پایدار است که حتی تفاوتی بین جوان و سالمند و یا در سرعت‌های مختلف وجود ندارد و تنها الگوی زمانی به دلیل تغییرات نیازهای بیومکانیکی اندکی شیف‌ت پیدا می‌کند اما در شرایط پاتولوژی، هم تعداد ماژول‌ها و هم الگوی زمانی آن‌ها تغییر می‌کند.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج تحقیقات انجام شده، به نظر می‌رسد الگوی پایه سینرژی در راه رفتن در شرایط مختلف پایدار می‌باشد و بر اساس این پایداری و ثبات، می‌توان از آن به منظور ارزیابی الگوی حرکتی راه رفتن در افراد سالم و بیمار در هر دو بازتوانی و تشخیص استفاده کرد.

واژه‌های کلیدی

راه رفتن، سینرژی عضلانی، الگو

نویسنده مسئول: حسین نبوی نیک، دکتری تخصصی بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
آدرس الکترونیکی: Hossein.nabavinik@gmail.com

مفهوم سینرژی عضلانی اولین بار توسط برنشتاین (۱۹۶۷) ارائه شد^[۱] و بیانگر استراتژی CNS برای حل مشکل افزونگی یا نامعینی برای کنترل درجات آزادی سیستم اسکلتی عضلانی است. بر این اساس، به منظور انتخاب و فعالیت مناسب یک مجموعه کوچک سینرژی عضلانی، سیگنال‌های اوران و پیام‌های کنترل حرکت نزولی فوق نخاعی^[۲] با هم تعامل می‌کنند^[۳]. هر سینرژی بیانگر یک فرمان عصبی و تاثیر محیط و سایر شرایط نیز شدت و الگوی زمانی این سینرژی را ایجاد می‌کند، در واقع سینرژی بیانگر هماهنگی عصبی برای فعالسازی یک الگوی فعالیت عضلانی می‌باشد. از این رو، اعتقاد بر این است که سیستم عصبی استراتژی‌هایی را انتخاب می‌کند تا پیچیدگی کنترل رفتار حرکتی را کاهش دهد^[۴].

به دلیل اهمیت سیستم نوروماسکولار، تلاش‌هایی به منظور درک الگوی راه رفتن و همچنین تمایز بین راه رفتن نرمال و غیرنرمال انجام شده است^[۵]، این پژوهش‌ها از میدانی تا آزمایشگاهی به دنبال پاسخ به این سوال بوده‌اند به چه میزان عملکرد پیشرفت کرده است؟ آیا دوره بازتوانی موثر بوده است؟ آیا تفاوتی بین افراد بیمار و سالم وجود دارد؟ و ...^[۶-۱۵]. واقعیت این است که اندازه‌گیری‌های سینماتیک و سینتیک تحت تاثیر محیط قرار دارند و به همین دلیل یک الگوی حرکتی مانند راه رفتن مجدداً نمی‌تواند تکرار شود. از منظر سینرژی عاملی که باعث حرکت است فرمان‌های عصبی می‌باشد، در صورتی که امکان دی کامپوز کردن اطلاعات و رسیدن به نماد این فرمان‌های عصبی یا بردارهای سینرژی فراهم باشد، بینشی عمیق‌تر در مورد حرکات مهیا می‌شود.

از سوی دیگر، تحقیقات در سطح سینماتیک و سینتیک نشان داده است که افراد از مکانیسم‌های جبرانی برای ایجاد الگوی حرکت استفاده می‌کنند و ممکن است هنگام ارزیابی از این ابعاد، نتیجه‌ای ملاحظه نشود. این مفهوم در راه رفتن روی «تردمیل با نوارگردان‌های مجزا»^[۱۶] نشان داده شده است، هدف استفاده از این نوارگردان این است که با سرعت چرخش متفاوت نوارگردان‌ها، آیا فرد می‌تواند راه رفتن خود را متقارن و هماهنگ کند؟ اما هر دو افراد سالم و سکتی مغزی می‌توانند راه رفتن خود را با وجود تفاوت در سرعت نوارگردان‌ها تطبیق دهند و متقارن راه روند^[۱۶، ۱۷]. بر اساس این یافته، این طور می‌توان جمع بندی کرد که تقارن در راه رفتن معیار کافی برای تمایز بین استراتژی‌های سینماتیک که خود مطابقت یافته‌اند، نیست^[۱۸]. همچنین بررسی الگوی راه رفتن از بعد سینرژی نیز نشان می‌دهد، زمانی که الگوی فعالسازی عضلات در افراد سکتی مغزی هم‌پالژی اعمال می‌شود، تفاوت در تعداد سینرژی دیده می‌شود که بازتاب اختلالات مسیرهای عصبی پایین رونده یا نزولی است و با نقص حرکتی^[۳] در عملکرد حرکتی^[۴] همبستگی دارد^[۱۹]. هر دو افراد سالم و اندام سالم افراد سکتی مغزی، میانگین ۴ سینرژی عضلانی دارند که در راه رفتن به جلو و در دامنه سرعت‌های مختلف فراخوانی می‌شود. در مقابل، تعداد ۲ تا ۴ سینرژی در اندام آسیب دیده در سرعت‌های مختلف متفاوت گزارش شده است (درجه اختلال بیماران با توجه به سرعت راه رفتن و تقارن در راه رفتن تعیین می‌شود). ساختار سینرژی‌های عضلانی به طور مشخصی در اندام دچار اختلال و سالم پایدار است زمانی که تعداد سینرژی‌های کمتری مشاهده می‌شود، درجه اختلال افزایش می‌یابد. این یافته‌ها نشان می‌دهند که فرمان عصبی نزولی به طناب نخاعی در بیماران سکتی مغزی دچار اختلال می‌شود و در نتیجه استقلال عضلانی^[۲۰] و هم‌انقباضی گروه‌های عضلانی^[۲۱-۲۳] کاهش می‌یابد. آنالیز سینرژی عضلانی به منظور مشاهده تغییرات در الگوی فعالسازی عضلانی نشان داده تعداد سینرژی عضلانی نسبت به افراد سالم کاهش می‌یابد^[۲۴، ۲۵] آنالیز سینرژی عضله ممکن است برای ارزیابی حرکتی مفید باشد به طوری که تغییر در تعداد، ساختار و به کار گیری سینرژی عضلانی می‌تواند برای تمایز بین انواع مختلف تغییرات پاتولوژی در سیستم عصبی مورد استفاده قرار گیرد. تغییر در تعداد سینرژی عضلانی می‌تواند روی تعداد motor subtask هایی که به صورت مستقل فراخوانی می‌شوند اثرگذار باشد. از این رو با توجه به اقبال محققین به رویکرد سینرژی و اهمیت سینرژی عضلانی و چالش‌های موجود در الگوی سینماتیک و سینتیک حرکت، هدف مطالعه حاضر، مرور سیستماتیک بر پژوهش‌های انجام شده در خصوص الگوی راه رفتن از منظر سینرژی عضلانی با رویکرد ارزیابی، تشخیص و بازتوانی است.

مواد و روش‌ها

برای جستجوی مقالات از پایگاه‌های اطلاعاتی Elsevier, Springer, Google Scholar, Pubmed, Science Direct و SID بود. برای جستجوی اولیه از واژه‌های Muscle Synergy, Muscle Mode, Motor Module, Muscle, Kinematic Synergy, Kinetic Synergy استفاده شد. برای جستجو و ترکیب کلمات فوق از واژه‌های AND, OR, NOT و همچنین عملگر "" بود. جستجوی مقالات محدودیت زمانی نداشت و بر اساس ارتباط با پژوهش حاضر مقالات

1. Supraspinal Descending Motor Control Command
2. Split-belt Treadmill
3. Motor Deficits
4. Motor Function

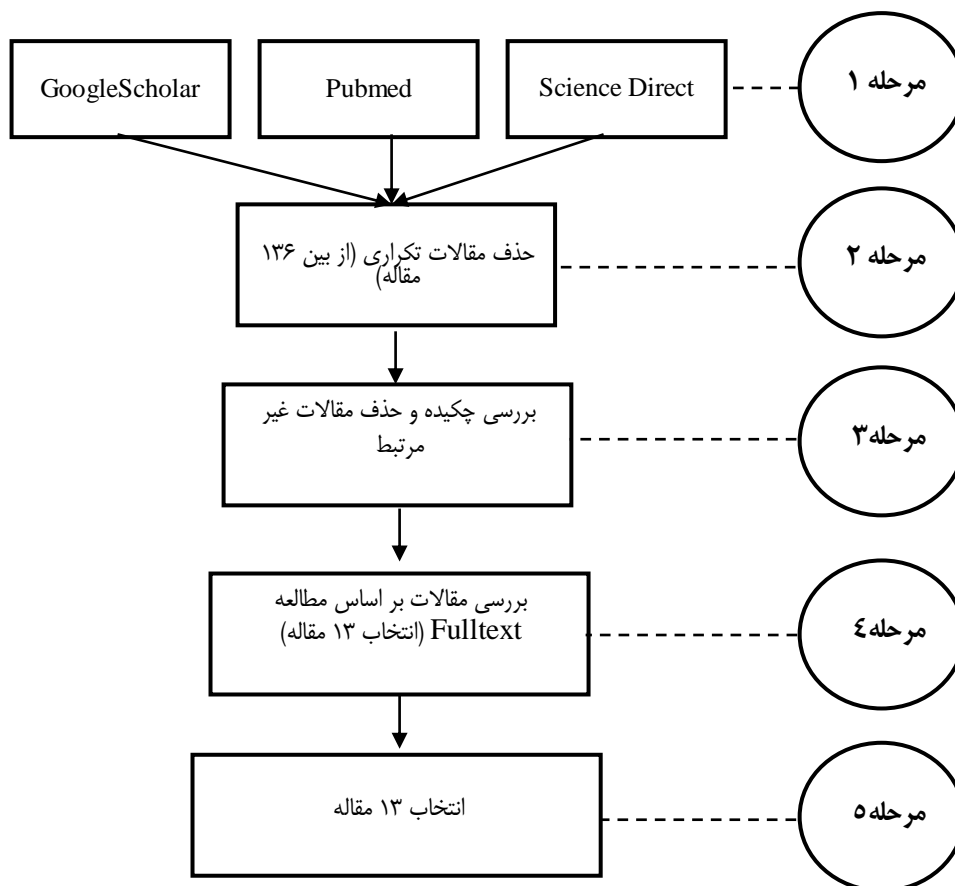
گزينش شدند. به منظور بررسی کیفیت مقالات از مقیاس اصلاح شده داونز و بلک^۱ استفاده شده است [۲۶]. این مقیاس امکان ارزیابی مقاله به لحاظ گزارش دهی، روایی خارجی، روایی داخلی-سوگیری و روایی داخلی مخدوش کننده (سوگیری انتخابی) را فراهم می‌کند. نتایج ارزیابی مقالات در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱: ارزیابی کیفیت مقالات بر اساس مقیاس Downs and Black [۲۷]

مجموع امتیاز	روایی داخلی مخدوش کننده (سوگیری انتخابی)	روایی داخلی-سوگیری	روایی خارجی	گزارش دهی	نوع مطالعه	محقق
۱۵	۴	۴	۱	۶	موردی-شاهدی	سرانکولی و همکاران (۲۰۱۶) [۳۸]
۱۶	۴	۴	۲	۶	موردی-شاهدی	شومان و همکاران (۲۰۱۶) [۳۹]
۷	۱	۲	۰	۴	مداخله‌ای	جانزدوتیر و همکاران (۲۰۱۵) [۳۰]
۱۳	۲	۳	۲	۶	موردی-شاهدی	تانگ و همکاران (۲۰۱۵) [۳۱]
۱۶	۴	۵	۲	۶	موردی-شاهدی	هایس و همکاران (۲۰۱۴) [۳۲]
۱۵	۳	۳	۲	۷	موردی-شاهدی	روستون و همکاران (۲۰۱۳) [۳۳]
۷	۲	۳	۰	۲	موردی-شاهدی	کاسکیا و همکاران (۲۰۱۱) [۳۴]
۱۴	۲	۴	۲	۶	موردی-شاهدی	کلارک و همکاران (۲۰۱۰) [۳۹]
۱۵	۲	۴	۲	۷	موردی-شاهدی	موناکو و همکاران (۲۰۱۰) [۳۵]
۱۲	۲	۳	۲	۵	توصیفی	نپتون و همکاران (۲۰۰۹) [۳۶]
۱۴	۲	۴	۲	۶	موردی-شاهدی	کاپلینی و همکاران (۲۰۰۶) [۳۷]
۱۴	۳	۱	۴	۶	توصیفی	ایوانکو و همکاران (۲۰۰۴) [۳۸]
۱۳	۲	۴	۱	۶	موردی-شاهدی	مرکل و همکاران (۱۹۹۸) [۳۹]

یافته ها

بر اساس کلمات کلیدی ۱۳۶ مقاله یافت شد (مرحله ۱) که پس از بررسی عنوان مقالات تکراری حذف گردید (مرحله ۲). در مرحله بعد چکیده بررسی و در صورت مطابقت داشتن با هدف تحقیق انتخاب شدند (مرحله ۳). گام بعدی برای انتخاب پژوهش انجام شده، مطالعه نسخه کامل مقاله و انطباق آن با حوزه مطالعه حاضر بود (مرحله ۴) و در نهایت ۱۳ مقاله گزینش شدند (مرحله ۵). در جدول ۲ مطالعات مرور شده بر اساس نام نویسندگان، هدف، Task، آزمودنی‌ها، عضلات، روش پردازش، نتایج و ملاحظات ارائه شده است و در جدول ۱ نیز نتایج ارزیابی کیفیت مقالات ارائه شده است.



نمودار ۱: روند بررسی و گزینش مقالات

جدول ۲: مطالعات مرور شده

نویسندگان	هدف	Task	آزمودنی‌ها	عضلات	روش پردازش	نتایج	ملاحظات
سرانکولی و همکاران (۲۰۱۶) [۲۸]	سینرژی عضلانی و الگوی فعالیت عضلانی را در افراد ACLR به هنگام راه رفتن	راه رفتن	۱۰ آزمودنی سالم (۵ مرد ۵ زن)، ۱۸ آزمودنی ACLR (۱۲ مرد و ۶ زن)	۸ عضله اصلی راه رفتن (GL, SO, TA), VL, RF, GMAX *(ED, ST)	NNMF و روش آستانه	نتایج ۵ بردار سینرژی را نشان داد. اما مقادیر وزنی آن‌ها در هر سینرژی متفاوت بود	تفاوت بین مولفه‌های سینرژی ACLR نشان می‌دهد که این افراد الگوی فعالسازی عضله را به منظور تثبیت مفصل تغییر می‌دهند.
شومان و همکاران (۲۰۱۶) [۲۹]	تکرارپذیری سینرژی‌های عضلانی درون و بین روزها در کودکان در حال رشد و کودکان CP	راه رفتن	۶ کودک در حال رشد و ۵ کودک CP	۸ عضله در هر پا (LHAM, GMED), RF, VL, MHAM *(GL)	NNMF	میانگین SD در شاخص tVAF1 بین روزها برای دو گروه معنادار نبود. ضریب همبستگی میانگین SD، وزن سینرژی‌های در روز بین ۰/۸۹ برای کودکان در حال رشد و ۰/۸۸ برای CP بود. بین روز نیز میزان ضرایب به ترتیب ۰/۸۹ و ۰/۷۴ بود.	قابلیت تکرار پذیری ساختار سینرژی در چرخه‌های مختلف راه رفتن برای دو گروه و بین روز در گروه‌های TD و CP وجود دارد.
جانزدوتیر و همکاران (۲۰۱۵) [۳۰]	اثر بازتوانی راه رفتن بر سینرژی‌های عضلانی و پروفایل فعال سازی آن‌ها در افراد MS	راه رفتن	۸ بیمار ۱۸ سالم	--	NNMF	۷۲٪ گروه سالم سه سینرژی عضلانی داشتند در حالی که ۲۸ درصد ۴ سینرژی عضلانی داشتند. ۵ بیمار ۴ ماژول سینرژی در هر دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون داشتند. دو بیمار ۴ سینرژی در پیش آزمون و ۳ سینرژی در پس آزمون داشتند و یک بیمار ۵ سینرژی در پیش آزمون و ۴ سینرژی در پس آزمون داشت. ضمن اینکه بیشترین تغییرات ضرایب در C2 پس آزمون دیده شد.	تعداد سینرژی‌های عضلانی دو گروه مشابه بود. در سرعت راه رفتن بعضی بیماران بهبود دیده شد که با کاهش در تعداد ماژول‌های سینرژی همراه بود. در بیمارانی که تغییری در تعداد ماژول‌ها وجود نداشت تغییر در این ماژول‌ها یا C1 در اوایل فاز استقرار در پاسخ به بازتوانی راه رفتن مرتبط بود که بیانگر کنترل حرکتی بهتر در تماس با زمین به دنبال بازتوانی است.
تانگ و همکاران (۲۰۱۵) [۳۱]	سینرژی عضلانی در کودکان مبتلا به CP	راه رفتن	۱۰ فرد بالغ، هشت کودک در حال رشد و ۱۲ کودک مبتلا به CP	هشت عضله (SO, TA), RF, VL, GL *(TFL, BF, ST)	NNMF	نتایج این مطالعه نشان داد ۳۳ درصد ۴ ماژول، ۳۴ درصد سه ماژول و ۳۲ درصد دو ماژول داشتند که به این معنای تعداد کمتر سینرژی در راه رفتن نسبت به کودکان در حال رشد می‌باشد و سینرژی کودکان در حال رشد مشابه افراد بالغ بود اما ساختار سینرژی‌ها در بعضی موارد با گروه بالغ متفاوت بود.	
هایس و همکاران (۲۰۱۴) [۳۲]	محدودیت‌های نوروماسکولار در هماهنگی عضلانی به هنگام راه رفتن در افراد با آسیب ناکامل نخاعی ^۱	راه رفتن	۸ آزمودنی با آسیب ناکامل نخاعی و ۸ آزمودنی سالم	۱۴ عضله پای راست (TA), VL, SO, GM, GL, HL, HM, RF, VM, GMAX, GMED	NNMF	ترکیب، تعداد و فعالسازی ماژول‌های حرکتی در اشخاص بیمار زمانی که با کاندس دلخواه راه می‌روند تفاوت دارد. اما زمانی که از وسیله کمکی استفاده می‌شود و کاندس هر دو مشابه می‌شود، تفاوتی دیده نمی‌شود.	هماهنگی عضلانی بعد از آسیب در راه رفتن تغییر می‌کند. نتایج بیانگر اختلالات نوروماسکولار بعد از این آسیب در راه رفتن است.

1. Incomplete Spinal Cord Injury

فصلنامه علمی - پژوهشی طب توانبخشی *

نویسندگان	هدف	Task	آزمودنی‌ها	عضلات	روش پردازش	نتایج	ملاحظات
				SART, TFL و *(ADDM)			
روستون و همکاران (۲۰۱۳) [۳۳]	اثر باز توانی بر کیفیت مازول‌ها و عملکرد بیماران سکته مغزی همی‌پالژی	راه رفتن	۲۷ بیمار سکته مغزی همی‌پالژی و ۱۹ فرد سالم	هشت عضله (SO, TA, RF, VM, GM, LHAM, MHAM)* (GMED)	NNMF	در افرادی که ۴ مازول در پیش‌آزمون و پس‌آزمون داشتند، تمرین سبب بهبود الگوی زمانی مازول پلانتر فلکسور شد و در افرادی که سه مازول در پیش‌آزمون داشتند سبب افزایش تعداد مازول‌ها در پس‌آزمون شد.	تمرین سبب بهبود تعداد و ساختار مازول‌ها می‌شود.
کاسکیا و همکاران (۲۰۱۱) [۳۳]	بررسی سینرژی‌های عضلانی در دو پای افراد مبتلا به سکته (همی‌پالژی)	راه رفتن روی تردمیل با ۴ سرعت (۵، ۷، ۹، ۱۰/۹ و ۱۰/۹) (kh/h)	۵ آزمودنی سالم و ۵ آزمودنی همی‌پالژی	۱۱ عضله در هر پا (SOL, GL, PERL, BF, TA, VM, RF, TFL, ADDL, ST)* (GMED)	Factor analysis	واریانس تجمعی ۵ سینرژی بین ۸۵ تا ۹۸ درصد بود. تفاوت معناداری با وجه به سرعت بین پاها دیده نشد. سه برادر از ۵ برادر در آزمودنی‌ها در همه سرعت‌ها متقارن گزارش شدند. در مرحله تحمل وزن، پای آسیب ندیده با فعالسازی اکستنسورهای زانو و اکستنسورهای هیپ همراه بود.	بعد از سکته، سازماندهی مجدد فعالیت عضلانی به منظور الگوی هماهنگی کمتر ایجاد می‌شود. علاوه بر این، بار کاری نامتقارنی بین دو پا مشتمل بر افزایش مشارکت پای سالم در به جلو راندن بدن و اثر هماهنگی پا در فاز سوئینگ دیده می‌شود.
کلارک و همکاران (۲۰۱۰) [۱۹]	ادغام مازول‌های حرکتی سالم پیش‌بینی کننده کاهش عملکرد حرکتی و هماهنگی عضلانی بعد از سکته مغزی	راه رفتن روی تردمیل با سرعت‌های مختلف	۵۵ آزمودنی همی‌پالژی و ۲۰ آزمودنی سالم	۸ عضله	NNMF	در افراد مبتلا به سکته مغزی الگوی هماهنگی کمتری مشاهده شد و مازول‌های کمتری برای راه رفتن در سرعت ترجیحی نسبت به گروه سالم نیاز بود. همچنین تعداد مازول‌ها با سرعت همبستگی داشت. مازول‌های کمتر در نتیجه ادغام مازول‌های مشاهده شده در افراد سالم، کاهش استقلال سیگنال‌های کنترل عصبی را پیشنهاد می‌کند.	
موناکو و همکاران (۲۰۱۰) [۳۵]	فعالیت طناب نخاعی و تعدیل سینرژی‌های عضلانی مرتبط با سن به هنگام راه رفتن	راه رفتن با شش کادنس متفاوت (بین ۴۰ تا ۱۴۰ قدم در دقیقه)	۷ آزمودنی جوان (۴ مرد و ۳ زن) و ۷ آزمودنی سالمند (۴ مرد و ۳ زن)	۱۲ عضله	Factor Analysis	نتایج نشان داد سن تأثیری بر سینرژی‌های عضلانی نمی‌گذارد اما به نظر می‌رسد تحت تأثیر عوامل بیومکانیکی باشد. اما سینرژی با توجه به افزایش سرعت، سبب افزایش تغییرپذیری سیگنال می‌شود.	
نپتون و همکاران (۲۰۰۹) [۳۶]	کنترل مازول‌ها در راه رفتن انسان (مطالعه شبیه سازی)	راه رفتن روی تردمیل با سرعت ۱/۲ m/s	۱۴ آزمودنی سالم بالغ (۲ مرد و ۱۲ زن)	۸ عضله (SO, TA, MH, RF, VM, GM)* (GMED, LH)	NNMF	نتایج این مطالعه نشان داد که ۵ مازول برای اجرای فعالیت راه رفتن لازم است، عملکرد هر مازول منطبق بر سایر تحقیقات بود. ضمن اینکه به منظور شبیه سازی الگوی حرکت، همین ۵ مازول کافی بود.	
*کاپلینی و همکاران (۲۰۰۶)	الگوی حرکت در راه رفتن و دوییدن انسان	راه رفتن و دوییدن روی تردمیل	هشت آزمودنی سالم (شش مرد و دو زن)	۳۲ عضله	Factor analysis	نتایج ۵ مولفه پایدار را در راه رفتن و دوییدن نشان داد ضمن اینکه الگوی‌های ضرایب نیز مشابه بود اما از حدود	

نویسندگان	هدف	Task	آزمودنی‌ها	عضلات	روش پردازش	نتایج	ملاحظات
[۳۷]						۴۵ درصد فاز راه رفتن به ۲۰ تا ۳۵ درصدی چرخه در دویدن شیفت پیدا می‌کرد. به بیان بهتر فعالیت عضلات زودتر رخ می‌داد.	
ایوانکو و همکاران (۲۰۰۴) [۳۸]	۵ الگوی پایه مسئول فعالسازی عضله در راه رفتن انسان	راه رفتن روی تردمیل با سرعت‌های ۱، ۲، ۳ و ۵ kh/h	۶ آزمودنی (۴ مرد و ۲ زن)	۱۲ تا ۱۶ عضله	Factor analysis	۵ فاکتور یا مولفه که ۹۰ درصد واریانس سیگنال را به خود اختصاص دادند با استفاده از آنالیز فاکتور استخراج شد. علاوه بر این آنالیز الگوی فعالیت عضلانی نشان داد با افزایش سرعت الگوی آن تغییر می‌کند. ضمن اینکه فاکتورهای تحت تاثیر سرعت قرار نگرفتند.	
مرکل و همکاران (۱۹۹۸) [۳۹]	استفاده از آنالیز فاکتور به منظور شناسایی سینرژی‌های عصبی عضلانی به هنگام راه رفتن روی تردمیل	راه رفتن روی تردمیل (با سرعت ۶/۴ kh/h)	۲۰ مرد سالم	۷ عضله (SCM، ESL، LHAM، NeckEXT، RF، GM، TA)*	Factor Analysis	نتایج، دو فاکتور را از اطلاعات استخراج کرد که حدود ۹۵ درصد اطلاعات را به خود اختصاص داده بود. هر چند فاکتور سوم ۱۴ درصد واریانس‌ها را به خود اختصاص داده است.	با توجه به نظر محقق، تفاوت در عضلات منتخب در کسب نتایج پژوهش مذکور اثرگذار بوده است.

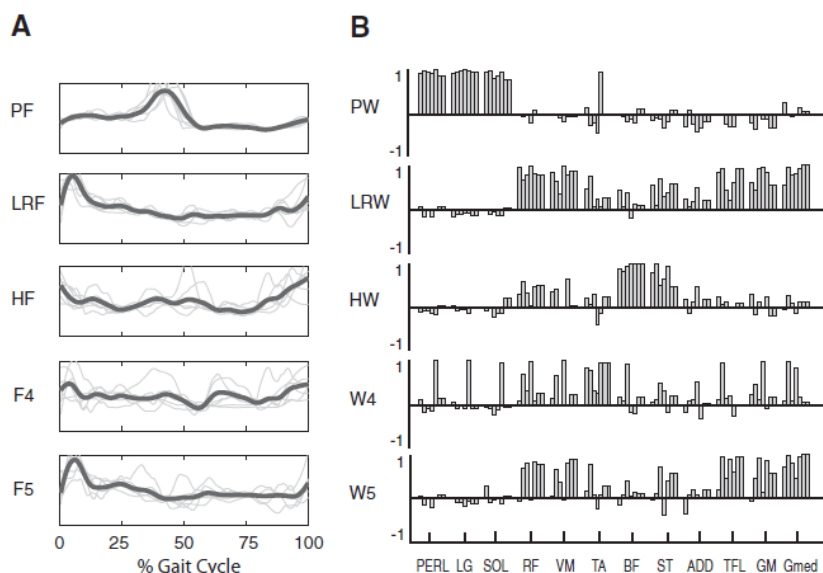
* TA: تیبالیس آنتریور، SO: سولئوس، GL: گاستروکنمیوس جانبی، GM: گاستروکنمیوس داخلی، GMAX: گلوئتوس ماکزیموس، RF: رکتوس فموریس، VL: وستوس لترالیس، ST: نیمه غشایی، ED: بازکننده بلند انگشتان، GMED: گلوئتوس مدیوس، LHAM: همسترینگ جانبی، MHAM: همسترینگ داخلی، TFL: تنسور فاسیالاتا، SART: سارتوریوس، ADDM: اداکتور مگنوس، PERL: پروتوس لانگوس، ADDL: اداکتور لانگوس، ESL: ارکتور اسپاین رچپ، SCM: استرنوکلیدوماستوئید، NeckEXT: اکستنسورهای گردن

همانطور که در جدول ۲ ملاحظه می‌شود می‌توان حوزه مطالعات مربوط به راه رفتن را در دو دسته کلی قرار داد؛ رویکرد دستیابی به الگوی سینرژي در افراد سالم و رویکرد بازتوانی-پاتولوژی. به این منظور در پژوهش حاضر، مطالعات را در این دو حوزه بررسی می‌کنیم.

سینرژي عضلانی در افراد سالم

برای انجام حرکات هماهنگ نیاز است تا سیستم عصبی اندام‌های چند مفصله با درجه آزادی زیاد و عضلات احاطه کننده آن را هماهنگ کند و بدین منظور علاوه بر سازماندهی این سیستم پیچیده (سیستم عصبی، عضلات، مفاصل)، باید با محیط نیز تعامل کند تا بتواند در شرایط مختلف الگوی سازگاری و هماهنگی را اجرا کند. راه رفتن فعالیتی پیچیده با مجموعه‌ای از Subtask های بیومکانیکی است که به منظور حمایت بدن، به جلو راندن بدن و نوسان پا انجام می‌شود [۴۰، ۴۱]. بر اساس الگوی سینرژي، مطالعاتی تلاش کرده‌اند تا با استفاده از روش‌های کاهش ابعاد داده‌ها، این الگو را توصیف کنند، این روش‌ها که ماتریس فاکتوریزیشن نامیده می‌شوند عبارتند از NNMF، FA، ICA. در واقع مطالعات اخیر تلاش داشته‌اند تا از این رویکرد به منظور دی‌کامپوز کردن الگوی فعالیت عضلانی استفاده کنند به این معنا که از آن به عنوان وسیله‌ای به منظور برگشت به عقب از سطح اعصاب محیطی به CNS استفاده کنند [۴۱].

نتایج مطالعات بر اساس الگوی کلی راه رفتن با رویکرد سینرژي ۵ ماژول یا بردار را نشان می‌دهد. به طوری که دیویس و واگان (۱۹۹۳) اظهار داشتند الگوی ساده بر اساس سینرژي مشتمل بر ۵ ماژول است. هر کدام از ۵ فاکتور تفسیر مشخصی دارند به طوری که به عنوان فاکتور Propulsion، فاکتور loading response و heel strike factor در نظر گرفته می‌شوند این سه فاکتور معمولاً سه فاکتور اول را شکل می‌دهند و ۷۵ درصد واریانس‌ها را به خود اختصاص می‌دهند و دو فاکتور دیگر نیز اطلاعات کمتری را به خود اختصاص می‌دهند این الگو در تصویر ۱ که برگرفته از مقاله موناکو و همکاران (۲۰۱۰) می‌باشد نشان داده شده است.



تصویر ۱: الگوی سینرژي راه رفتن در افراد سالم (برگرفته از مطالعه موناکو همکاران (۲۰۱۰))

به نظر می‌رسد تعداد عضلانی که فعالیت آن ثبت شده است از اهمیت ویژه‌ای برخوردار باشد، زیرا کلارک و همکاران (۲۰۱۰) که فعالیت عضلانی هشت عضله (تیبیالیس آنتریور، سولئوس، مدیال گاستروکنمیوس، وستوس مدیالیس، رکتوس فموریس، مدیال همسترینگ، لترال همسترینگ و گلوئتوس مدیوس) را ثبت کرده بودند ۴ ماژول را نشان داد به طوری که، کارکرد ماژول ۱ اساساً اکستنسیون بود و توسط عضلات گلوئتوس ماکزیموس (اکستنسیون و ابداکتور هیپ)، وستوس مدیالیس (اکستنسیون زانو) و رکتوس فموریس (اکستنسیون زانو و فلکسیون هیپ) انجام می‌شد. این ماژول در ابتدای استنس ظاهر می‌شود و احتمالاً بدن را به هنگام تحمل وزن حمایت می‌کند. ماژول ۲ بیشتر توسط عضلات ساق (سولئوس (پلانتر فلکسور مچ) و گاستروکنمیوس داخلی (پلانتر فلکسور مچ پا و فلکسیون زانو)) ایجاد می‌شود و در اواخر مرحله استنس فعال است. این ماژول در حمایت بدن، forward propulsion و swing initiation مشارکت می‌کند. ماژول ۳ اساساً شامل فعالیت عضلات تیبیالیس آنتریور و رکتوس فمورس در اوایل استنس (که احتمالاً دورسی فلکشن به هنگام تماس پاشنه با زمین ایجاد می‌کند) و اوایل سوئینگ (به منظور مشارکت در جداسازی پا از زمین) است. در ماژول ۴ عضلات همسترینگ داخلی و خارجی (فلکسیون زانو و اکستنسیون هیپ) نقش عمده‌ای دارند. این ماژول در اواخر سوئینگ و اوایل استنس مشارکت می‌کند و ممکن است منجر به کاهش شتاب ساق در انتهای سوئینگ و در به جلو راندن بدن در ابتدای استنس نقش داشته باشد. نیتون و همکاران (۲۰۰۹) در پژوهش

خود ماژول‌های مشابهی را گزارش کردند (با وجود اینکه ۴ ماژول آن منطبق بر پژوهش ایوانکو و همکاران (۲۰۰۴) بوده است و ماژول پنجم به علت اینکه عضلات ایلیاکوس و اکتوراسپاین جمع آوری نشده متفاوت بوده است). ضمن اینکه وی تاکید کرده است که مانند سایر تحقیقات شکل و زمانبندی ماژول‌ها مشابه تحقیقات گذشته پایدار بوده است [۳۶]. تنها در مطالعه مرکل و همکاران (۱۹۹۸) تعداد ماژول‌ها متفاوت بود که آن‌ها خود نیز بر نحوه انتخاب عضلات چالش وارد کردند و علت اصلی کسب نتایج متفاوت نسبت به سایر تحقیقات را همین امر دانستند [۳۹].

در پژوهش‌هایی نیز سرعت راه رفتن بر تغییرات الگوی سینرژی بررسی شده است [۱۹، ۳۵، ۳۸]. نکته قابل توجه این است که با افزایش سرعت راه رفتن تنها میزان مشارکت افزایش می‌یافت به عبارت دیگر امپلی‌تود الگوی ضرایب ماژول‌ها افزایش می‌یافت این یافته در پژوهش کلارک همکاران (۲۰۱۰) گزارش شده است [۱۹]. ضمن اینکه ایوانکو و همکاران (۲۰۰۴) نیز نتیجه اثر سرعت بر الگوی سینرژی را اینگونه گزارش کردند که الگوی کلی یکی است اما الگوی زمانی اندکی شیفت پیدا می‌کند و آن‌ها اظهار داشتند که این مقدار شیفت به نظر می‌رسد مربوط به کاهش زمان فاز استقرار می‌باشد. ضمن اینکه میزان تغییرپذیری الگو نیز افزایش پیدا می‌کند [۳۸]. در پژوهشی دیگر دو الگوی راه رفتن و دویدن را مقایسه کردند. نتیجه این پژوهش ۵ مولفه پایدار را در راه رفتن و دویدن نشان داد ضمن اینکه الگوهای ضرایب نیز مشابه بود اما از حدود ۴۵ درصد فاز راه رفتن به ۲۰ تا ۳۵ درصدی چرخه در دویدن شیفت پیدا می‌کرد. به بیان بهتر فعالیت عضلات زودتر رخ می‌داد. این همان شیفت الگوی ضرایب الگوی حرکت است. این شیفت الگوی زمانی در مطالعه کاپلینی و همکاران (۲۰۰۶) به خوبی نشان داده شده است. آن‌ها الگوی حرکت در راه رفتن و دویدن انسان را از منظر سینرژی بررسی کردند. CNS هر دو راه رفتن و دویدن را با یک الگو اجرا و ساده سازی می‌کند به طوری که نتایج ۵ مولفه پایدار را در راه رفتن و دویدن نشان داد ضمن اینکه الگوهای ضرایب نیز مشابه بود اما از حدود ۴۵ درصد فاز راه رفتن به ۲۰ تا ۳۵ درصدی چرخه در دویدن شیفت پیدا می‌کرد. به بیان بهتر فعالیت عضلات زودتر رخ می‌داد [۳۷].

در یکی از پژوهش‌هایی که در نتیجه جستجو یافت شد، تغییرات مرتبط با سن در سینرژی مورد توجه قرار گرفته بود. در این پژوهش، موناکو و همکاران (۲۰۱۰) راه رفتن با شش کادنس متفاوت (بین ۴۰ تا ۱۴۰ قدم در دقیقه) را در ۷ آزمودنی جوان (۴ مرد و ۳ زن) و ۷ آزمودنی سالمند (۴ مرد و ۳ زن) اندازه گیری کرد. نتایج الگوی سینرژی با استفاده از آنالیز فاکتور نشان داد سن تاثیری بر سینرژی‌های عضلانی نمی‌گذارد اما به نظر می‌رسد تحت تاثیر عوامل بیومکانیکی باشد.

جمع بندی تحقیقات سینرژی در افراد سالم نشان می‌دهد که یافته‌ها در تحقیقات مختلف تایید کننده نتایج یکدیگر می‌باشند و سینرژی تا زمانی که الگوی حرکت تغییر نکند نتایج پایداری را نشان می‌دهد به طوریکه سینرژی تحت تاثیر سرعت قرار نمی‌گیرد و همچنین تغییرات سنی نیز پایداری سینرژی را تایید می‌کند.

سینرژی عضلانی در باز توانی-پاتولوژی

از منظر سینرژی عضلانی، درک این مفهوم سینرژی عضلانی برای اطلاع از نقص حرکتی ناشی از سیستم عصبی مانند سکته مغزی و فلج مغزی، ضروری است [۱۳]. با وجود اینکه مطالعه شومان و همکاران (۲۰۱۶) با رویکرد بررسی تکراری پذیری سینرژی در کودکان CP انجام شد اما یکی از یافته‌های جانبی پژوهش آن‌ها نشان داد با افزایش سرعت راه رفتن در این بیماران، تعداد و ساختار سینرژی‌ها متاثر می‌شود ضمن اینکه اظهار داشتند از یافته‌های سینرژی می‌توان به عنوان ابزار بالینی در ارزیابی اختلالات در میان افراد CP یا سکته مغزی استفاده کرد و به نظر می‌رسد در تشخیص و ارزیابی تغییرات طولی در نتیجه باز توانی کارا باشد. روستون و همکاران (۲۰۱۰) اهمیت تعداد و ساختار سینرژی در بیماران را بررسی کردند تا به این سوال پاسخ دهند که آیا با بهبود وضعیت بیماران در اثر باز توانی می‌توان از تغییرات سینرژی‌ها اطمینان حاصل کرد. نتایج آن‌ها نشان داد در افرادی که ۴ ماژول در پیش آزمون و پس آزمون داشتند، تمرین سبب بهبود الگوی زمانی ماژول پلانتر فلکسور شد و در افرادی که سه ماژول در پیش آزمون داشتند سبب افزایش تعداد ماژول‌ها در پس آزمون شد و اظهار داشتند تمرین سبب بهبود تعداد و ساختار ماژول‌ها می‌شود [۳۳]. به نظر می‌رسد به علت آسیب در سطح سیستم عصبی، هماهنگی درون عضلانی کاهش می‌یابد که سبب زمانبندی ضعیف و ادغام ماژول‌ها نسبت به افراد سالم می‌شود رویدادی که در سطح اطلاعات سینماتیک و سینتیک ممکن است توسط مکانیسم‌های جبرانی پوشیده شود. این قضیه در بیماران ACLR به گونه‌ای دیگر بود زیرا سرانکولی و همکاران (۲۰۱۶) نشان دادند تنها الگوی زمانی در بیماران ACLR متفاوت است، هر چند یافته آن‌ها در حوزه توانبخشی اهمیت بسیاری دارد. کلارک و همکاران (۲۰۱۰) ساختار و تعداد ماژول‌های سینرژی را در عملکرد حرکتی و هماهنگی عضلانی بعد از سکته مغزی بررسی کردند. نتایج آن نیز همسو با سایر مطالعات نشان داد در افراد مبتلا به سکته مغزی الگوی هماهنگی کمتری مشاهده شد و ماژول‌های کمتری برای راه رفتن در سرعت ترجیحی نسبت به گروه سالم نیاز بود به طوری که ماژول‌های کمتری بر اساس میزان واریانس برای فعالیت عضلانی در اندام مبتلا نسبت به اندام غیرمبتلا و افراد سالم نیاز است. اکثر اندام غیرمبتلا به ۴ ماژول نیاز دارد که قابل مقایسه با افراد سالم است. به هر حال آن‌ها نشان دادند که در اندام مبتلا به دو تا سه ماژول نیاز است و در طبقه بندی خود اظهار

داشتند که دو، سه و چهار ماژول به عنوان ضعیف، متوسط و خوب در نظر گرفته می‌شوند. همچنین تعداد ماژول‌ها با سرعت همبستگی داشت. ماژول‌های کمتر در نتیجه ادغام ماژول‌های مشاهده شده در افراد سالم، کاهش استقلال سیگنال‌های کنترل عصبی را پیشنهاد می‌کند. همچنین، آن‌ها اظهار داشتند که سینرژی‌های عضلانی در افراد مبتلا به سکنه مغزی مقیاس بهتری نسبت به مقیاس فوگل میر^۱ (که به منظور بررسی عملکرد افراد جهت ارزیابی بهبود حرکتی، تعادل، حس و عملکرد مفاصل طراحی شده است) می‌باشد [۱۹]. در پژوهشی دیگر اثر بازتوانی بر کیفیت ماژول‌ها و عملکرد بیماران ۲۷ بیمار سکنه مغزی همی‌پالژی و ۱۹ فرد سالم بررسی شد. نتایج نشان داد در افرادی که ۴ ماژول در پیش آزمون و پس آزمون داشتند، تمرین سبب بهبود الگوی زمانی ماژول پلانتر فلکسور شد و در افرادی که سه ماژول در پیش آزمون داشتند سبب افزایش تعداد ماژول‌ها در پس آزمون شد [۳۳]. در دو پژوهشی دیگر که روی افراد مبتلا به MS و همی‌پالژی مشاهده شد نمی‌توان روی یافته‌های آن به خاطر امتیاز پایین در مقیاس Downs and Black اطمینان حاصل کرد اما یافته‌های آن‌ها موید این مطلب است که هماهنگی عضلانی بعد از آسیب در راه رفتن تغییر می‌کند و نتایج سینرژی بیانگر اختلالات نوروماسکولار بعد از این آسیب در راه رفتن است [۳۰، ۳۴]. نتایج مطالعات اهمیت سینرژی در توانبخشی و بازتوانی را نشان می‌دهد به طوریکه می‌توان اظهار داشت افراد مبتلا به اختلالات نوروماسکولار تمایل دارند تا استراتژی‌های کنترل حرکت را تسهیل کنند اما با این وجود در مطالعات شدت اختلالات در نظر گرفته نشده است. ضمن اینکه یافته‌های سینرژی نشان می‌دهد که در اثر اختلالات نوروماسکولار نوعی ادغام در سینرژی دیده می‌شود که می‌توان از سینرژی به عنوان ابزاری تشخیصی و همچنین رویکردی جهت بازتوانی و درمان استفاده کرد.

نتیجه گیری

جمع بندی اینکه راه رفتن بر اساس الگوی مشخص در CNS انجام می‌شود به طوری که CNS با ساده سازی حرکت، اجرای آن را تسهیل می‌کند بدین منظور تحقیقات نشان می‌دهند CNS برای اجرای راه رفتن به ۵ ماژول نیاز دارد که هر کدام عملکرد مشخص خود را در سطح عملکردی به عهده دارند و این اجرا با استفاده از عضلات مختلف انجام می‌شود که در الگوی زمانی نحوه عملکرد عضلات نیز مشخص می‌شود. این الگو به حدی پایدار است که حتی تفاوتی بین جوان و سالمند و یا در سرعت‌های مختلف وجود ندارد و تنها الگوی زمانی به دلیل تغییرات نیازهای بیومکانیکی تغییر می‌کند. نتایج مطالعات نشان می‌دهد که سینرژی عضلانی یافته مهمی است که از ابعاد مختلف می‌تواند در حوزه بازتوانی-پاتولوژی استفاده شود. این ابعاد از تعداد ماژول‌ها، الگوی زمانی، تغییرپذیری الگوی زمانی در تحقیقات مورد توجه بوده است و بر خلاف اطلاعات عملکردی و سینماتیکی تحت تاثیر مکانیسم‌های جبرانی قرار نمی‌گیرد. علاوه بر این همانطور که اشاره شد، سینرژی می‌تواند به عنوان ابزار تشخیصی جهت ارزیابی عملکرد مورد استفاده قرار گیرد.

تشکر و قدردانی

در این بخش از زحمات تمامی اساتیدی که به نوعی در این پژوهش یاری رسان بودند تشکر و قدردانی می‌شود.

منابع

- Bernstein N. The co-ordination and regulation of movements: Franklin Press; 1967.
- Cheung VC, Piron L, Agostini M, Silvoni S, Turolla A, Bizzi E. Stability of muscle synergies for voluntary actions after cortical stroke in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2009; 106(46):19563-19568.
- D'Avella A, Bizzi E. Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. 2005; 102(8):3076-3081.
- Ivanenko YP, Cappellini G, Dominici N, Poppele RE, Lacquaniti F. Modular control of limb movements during human locomotion. *The Journal of Neuroscience*. 2007; 27(41):11149-11161.
- Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control: translating research into clinical practice*: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
- Crowninshield RD, Brand RA. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*. 1981; 14(11):793-801.
- Anderson FC, Pandey MG. Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics*. 2001; 34(2):153-161.
- Herzog W, Binding P. Predictions of antagonistic muscular activity using nonlinear optimization. *Mathematical Biosciences*. 1992; 111(2):217-229.
- Prilutsky BI, Herzog W, Allinger TL. Forces of individual cat ankle extensor muscles during locomotion predicted using static optimization. *Journal of Biomechanics*. 1997; 30(10):1025-1033.

1. Fugl-Meyer assessment

10. Jinha A, Ait-Haddou R, Herzog W. Predictions of co-contraction depend critically on degrees-of-freedom in the musculoskeletal model. *Journal of Biomechanics*. 2006; 39(6):1145-1152.
11. Erdemir A, McLean S, Herzog W, Van Den Bogert AJ. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*. 2007; 22(2):131-154.
12. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009.
13. Ting LH, Chvatal SA, Safavynia SA, McKay JL. Review and perspective: neuromechanical considerations for predicting muscle activation patterns for movement. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*. 2012; 28(10):1003-1014.
14. Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI. The balance scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 1995; 27(1):27-36.
15. Horak FB. Clinical assessment of balance disorders. *Gait and Posture*. 1997; 6(1):76-84.
16. Reisman DS, McLean H, Bastian AJ. Split-belt treadmill training poststroke: a case study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 2010; 34(4):202-207.
17. Reisman DS, Wityk R, Silver K, Bastian AJ. Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain*. 2007; 130(7):1861-1872.
18. Malone LA, Bastian AJ. Thinking about walking: effects of conscious correction versus distraction on locomotor adaptation. *Journal of Neurophysiology*. 2010; 103(4):1954-1962.
19. 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. *Journal of Neurophysiology*. 2010; 103(2):844-857.
20. Brunnström S. *Movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach*: Medical Department, Harper & Row; 1970.
21. Gowland C, deBruin H, Basmajian JV, Plews N, Burcea I. Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke. *Physical Therapy*. 1992; 72(9):624-633.
22. Dewald JP, Pope PS, Given JD, Buchanan TS, Rymer WZ. Abnormal muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder in hemiparetic subjects. *Brain*. 1995; 118:495-510.
23. Dewald JP, Beer RF. Abnormal joint torque patterns in the paretic upper limb of subjects with hemiparesis. *Muscle Nerve*. 2001; 24(2):273-283.
24. Raasch CC, Zajac FE. Locomotor strategy for pedaling: muscle groups and biomechanical functions. *Journal of Neurophysiology*. 1999; 82(2):515-525.
25. Kautz SA, Brown DA. Relationships between timing of muscle excitation and impaired motor performance during cyclical lower extremity movement in post-stroke hemiplegia. *Brain*. 1998; 121:515-526.
26. Eng JJ, Teasell R, Miller WC, Wolfe DL, Townson AF, Aubut J-A, et al. Spinal cord injury rehabilitation evidence: methods of the SCIRE Systematic Review. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*. 2007; 13(1):1-10.
27. Downs SH, Black N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. *Journal of Epidemiology and Community Health*. 1998; 52(6):377-384.
28. Serrancolí G, Monllau JC, Font-Llagunes JM. Analysis of muscle synergies and activation-deactivation patterns in subjects with anterior cruciate ligament deficiency during walking. *Clinical Biomechanics*. 2016; 31:65-73.
29. 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 and Posture*. 2016; 45:127-132.
30. Jonsdottir J, Lencioni T, Gervasoni E, Crippa A, Rovaris M, Ferrarin M, et al. Influence of gait rehabilitation on muscle synergies and their activation profiles in persons affected by multiple sclerosis. *Gait and Posture*. 2015; 42:21-21.
31. Lu T, Fei L, Shuai C, Xu Z, De W, Xiang C. Muscle synergy analysis in children with cerebral palsy. *Journal of Neural Engineering*. 2015; 12(4):1-14.
32. 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):2024-2035.
33. 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 and Posture*. 2013; 38(3):511-517.
34. Coscia M, Monaco V, Martelloni C, Chisari C, Micera S. Stroke involves different reorganization of muscle synergies between legs during walking. *Gait and Posture*. 2011; 33:3-3.
35. Monaco V, Ghionzoli A, Micera S. Age-related modifications of muscle synergies and spinal cord activity during locomotion. *Journal of Neurophysiology*. 2010; 104(4):2092-2102.

36. Neptune RR, Clark DJ, Kautz SA. Modular control of human walking: a simulation study. *Journal of Biomechanics*. 2009; 42(9):1282-1287.
37. Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. Motor patterns in human walking and running. *Journal of Neurophysiology*. 2006; 95(6):3426-3437.
38. Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *The Journal of Physiology*. 2004; 556(1):267-282.
39. Merkle LA, Layne CS, Bloomberg JJ, Zhang JJ. Using factor analysis to identify neuromuscular synergies during treadmill walking. *Journal of Neuroscience Methods*. 1998; 82(2):207-214.
40. Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*. 2001; 34(11):1387-1398.
41. Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. Motor control programs and walking. *The Neuroscientist*. 2006; 12(4):339-348.