

The Effect of Speed on Motion Features During a Gait Cycle

Gh. Soleimani¹, M. Emadi Andani^{2*}, H.R. Marateb², F. Bahrami³

¹MS.c Student, Department of Biomedical Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran

²Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran

³Associate Professor, University of Tehran, College of Engineering, School of ECE, CIPCE, Human Motor Control and Computational Neuroscience laboratory, Tehran, Iran

Receipt in the online submission system: 11 September 2016, received in revised form: 4 March 2017, accepted: 18 May 2017

Abstract

Walking is one of the most widely used movements affecting life quality. Therefore, the study of factors affecting human gait has always been an important issue. Walking speed, as a physical perturbation, affects the quality of human walking. The purpose of this study is to estimate the effects of walking speed on the short-time gait parameters. Thirty-two healthy subjects (mean \pm SD, age: 27.56 \pm 20.4 years; body height: 158.19 \pm 20.83 cm; body weight: 54.89 \pm 20.59 kg; gender: 59% female) participated in this study. Kinetic, kinematic and electromyographic data were recorded at the following five walking speed categories: very slow, slow, medium, fast and very fast. The effect of speed on spatio-temporal parameters, muscle synergy space, walking smoothness, representation of joints displacement and the correlation between lower limb displacement and also correlation between muscles activation patterns were studied. Having being used physical perturbation, 46 predictors were extracted from one gait cycle information, some of which were proposed for the first time in the literature for example size of muscle synergy, minimum angular jerk, lower limb contributions and skewness, kurtosis and curvature of joints movements. Using muscle synergies showed that increasing walking speed leads to increase the size of synergy space. It could be concluded that central nervous system tries to adopt more organized strategy for recruiting muscles and remaining stable at fast speeds. Our results showed that, speed plays a crucial role in human gait characteristic. We can investigate our methods among more subjects and also patients with gait disorders. We can evaluate other indices like gait stability based on short-term data recording.

Key words: Gait, Speed, Kinetic, Kinematic, Electromyographic.

*Corresponding author

Address: Engineering Department, Biomedical Engineering Faculty, University of Isfahan, P.O.Box: 81746-73441, Isfahan, Iran

Tel: +98-21-37934022

Fax: +98-21-37932771

E-mail: emadi@eng.ui.ac.ir

تأثیر سرعت راه رفتن بر ویژگی‌های حرکت در طول یک گام

غزاله سلیمانی^۱، مهران عمادی اندانی^{۲*}، حمیدرضا مراتب^۲، فریبا بهرامی^۲

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان
^۲ استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان
^۳ دانشیار، آزمایشگاه کنترل حرکت و علوم اعصاب محاسباتی، قطب علمی پردازش هوشمند و کنترل، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، پردیس دانشکده‌های فنی، دانشگاه تهران، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۵/۶/۲۱، بازنگری: ۱۳۹۵/۱۲/۱۴، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۲/۲۸

چکیده

راه رفتن از پرکاربردترین حرکات انسانی است؛ از این رو مطالعه عوامل اثرگذار بر این حرکت، همواره مورد توجه بوده است. از آن جا که سرعت به‌عنوان یک اختلال فیزیکی بر ابعاد مختلف راه رفتن تأثیر می‌گذارد، هدف این مطالعه نیز بررسی و تحلیل اثر سرعت بر ویژگی‌های فیزیکی و فیزیولوژیکی است. این تحلیل بر مبنای پردازش اطلاعات به‌دست‌آمده از یک گام، فرار گرفته است. مطالعه روی ۳۲ آزمودنی سالم با میانگین سنی $20/40 \pm 27/56$ سال، میانگین وزنی $20/59 \pm 54/89$ کیلوگرم و میانگین قدی $20/83 \pm 158/19$ سانتی‌متر انجام شد، که ۵۹٪ از آن‌ها زن بودند. اطلاعات سینتیکی، سینماتیکی و الکترومایوگرافی هر یک از آزمودنی‌ها در پنج سرعت مختلف ثبت شده است. هدف اصلی، بررسی تأثیر سرعت بر جنبه‌های مختلفی از سیستم کنترل حرکت، تعریف شده است. برای این منظور، اثر سرعت بر ۴۶ ویژگی از اطلاعات زمانی- مکانی، سینرژی عضلانی، نرمی حرکت، شکل حرکات مفاصل و همبستگی بین جابه‌جایی اندام‌های تحتانی و هم‌چنین همبستگی بین الگوی فعالیت الکتریکی عضلات بررسی شده است. در بین ویژگی‌های معرفی شده در این مطالعه و نیز از مطالعات حوزه حرکت از ویژگی‌های جدیدی نظیر سینرژی عضلانی، نرمی حرکت، همبستگی در اندام‌های تحتانی و شکل حرکات تولیدی توسط مفاصل استفاده شد، که تاکنون در توصیف اثرگذاری سرعت بر راه رفتن افراد سالم استفاده نشده است؛ برای مثال، استفاده از مفهوم سینرژی نشان داد که سرعت‌های بیشتر موجب افزایش اندازه فضای سینرژی می‌شود. همین امر می‌تواند به‌عنوان نشانه‌ای از راهکار پیچیده‌تری باشد که توسط سیستم اعصاب مرکزی، گرفته شده است تا در شرایط ناپایدار، که در سرعت‌های بالا رخ می‌دهد، در وضعیت مطلوبی باقی بماند. نتایج به‌دست‌آمده نشان می‌دهد که سرعت، نقش مهمی در راه رفتن دارد. روش‌های مورد بررسی در این مقاله را می‌توان روی آزمودنی‌های بیشتر و بیماران درگیر با نقص حرکتی نیز بررسی کرد.

کلیدواژه‌ها: راه رفتن، سرعت، سینماتیکی، سینماتیکی، الکترومایوگرافی

* نویسنده مسئول

نشانی: گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران، کد پستی: ۸۱۷۴۶-۷۳۴۴۱

تلفن: ۳۷۹۳۴۰۲۲ (۳۱) ۰۹۸+

دورنگار: ۳۷۹۳۲۷۷۱ (۳۱) ۰۹۸+

پست الکترونیکی: emadi@eng.ui.ac.ir

۱- مقدمه

مشخص است که راه رفتن به عنوان یک مهارت حرکتی پُر کاربرد، زندگی روزمره انسان را تحت تأثیر قرار می‌دهد. هرگونه نقص در حین انجام این حرکت می‌تواند خسارات جبران ناپذیری را به همراه داشته باشد؛ از این رو تحلیل راه رفتن به عنوان یک حرکت پرکاربرد، همواره مورد توجه بوده است. شناخت عوامل اثرگذار بر این حرکت می‌تواند برای تحلیل بهتر راه رفتن و کمک به بهبود آن مهم باشد.

سرعت راه رفتن از جمله عواملی است که بر داده‌های سینتیکی، سینماتیکی و الکترومایوگرافی (EMG)^۱ ثبت شده از بخش‌های مختلف درگیر با این حرکت تأثیر می‌گذارد. تاکنون روش‌های گوناگونی برای مطالعه تأثیر سرعت بر ابعاد مختلف راه رفتن ارائه شده است [۱-۵]. مطالعات مربوط به این حوزه را می‌توان به دو بخش تقسیم کرد. بخش اول شامل پژوهش‌هایی می‌شود که با استفاده از ثبت زمان کوتاه، تأثیر سرعت بر راه رفتن را بر مبنای اطلاعات به دست آمده از یک گام تحلیل می‌کند [۱، ۲]. بخش دوم نیز دربرگیرنده مطالعاتی است که با صرف زمان بیشتر برای ثبت داده، راه رفتن را با سری‌های زمانی طولانی مدت تحلیل می‌کند [۳-۵].

نتایج حاصل از تحلیل‌های زمان کوتاه نشان می‌دهد که شاخص‌های زمانی- مکانی، نظیر آهنگ و طول گام‌ها، تحت تأثیر سرعت تغییر می‌کند؛ به گونه‌ای که با افزایش سرعت، آهنگ گام‌ها افزایش و طول گام‌ها کاهش می‌یابد [۱]. مطالعه روی داده‌های سینتیکی نیز نشان می‌دهد با افزایش سرعت، شاخص‌هایی نظیر دامنه تغییرات، مقادیر مربوط به کمینه و بیشینه و سطح زیر نمودار داده‌های ثبت شده از جابه‌جایی، گشتاور و توان مفاصل تحتانی و نیروی عکس‌العمل زمین نیز تحت تأثیر افزایش سرعت هستند و همبستگی مثبتی با سرعت دارند [۶، ۷]. در مطالعاتی که مربوط به تأثیر افزایش سرعت راه رفتن بر فعالیت عضلات درگیر در حرکت است، دامنه فعالیت عضلات تحتانی پا به طور معمول با افزایش سرعت، افزایش می‌یابد [۸، ۹]. در بخش دوم مطالعات، که سری‌های زمانی طولانی مدت را بررسی می‌کند، شاخص‌هایی مانند پایداری دینامیکی بررسی می‌شود. در این مطالعات با استفاده از روش‌هایی نظیر تحلیل لیاپانوف، نشان داده شده است که افزایش سرعت راه رفتن به افزایش ناپایداری دینامیکی منجر خواهد شد [۴، ۵، ۱۰]. این مطالعات حاکی از آن است که سرعت راه رفتن می‌تواند بر ابعاد مختلف سیستم

^۱Electromyography

کنترل حرکت تأثیرگذار باشد؛ به گونه‌ای که افراد پیر به طور معمول با سرعت کمتری از افراد جوان، راه می‌روند [۱۱]. بیماران درگیر با نقص عصبی- عضلانی، مانند بیماران فلج مغزی، نیز در مقایسه با افراد سالم سرعت کمتری را برای راه رفتن معمولی دارند [۱۲]. اما هنوز تأثیر سرعت بر جنبه‌های دیگر حرکت، ناشناخته باقی مانده است که در ادامه به بخشی از آن‌ها، که در این مطالعه مد نظر قرار گرفته است، اشاره می‌کنیم.

با طرح مفهوم فضای سینرژی برای توجیه چگونگی کاهش تعداد درجات آزادی توسط سیستم اعصاب مرکزی، زمینه جدیدی در توصیف کنترل حرکت به وجود آمد [۱۳]. استفاده از مفهوم سینرژی عضلانی، موجب تصویر کردن فضای مبتنی بر فعالیت عضلات با تعداد ابعاد بالا به فضای مبتنی بر سینرژی با تعداد ابعاد کم‌تر می‌شود. همین کاهش تعداد درجات آزادی، می‌تواند توصیفی از تصمیم‌گیری سیستم اعصاب مرکزی را برای فعال‌سازی عضلات و کنترل حرکت ارائه کند. با تحلیل مناسب نتایج حاصل، می‌توان از آن‌ها به عنوان ابزاری برای تحلیل حرکت در شرایط مختلف استفاده کرد. براساس آن چه در [۱۴] برای اندازه‌گیری توانایی حفظ تعادل به عنوان شاخصی برای سنجش میزان پایداری استاتیکی هنگام ایستادن روی یک تخته متحرک به کار گرفته شده و با توجه به شباهت سینرژی‌های استخدام شده در تعادل و راه رفتن که توسط [۱۵] گزارش شده است، در این مطالعه تحلیل تأثیر سرعت بر فعالیت الکتریکی عضلات در طول یک گام براساس سینرژی‌های عضلانی مورد توجه قرار گرفته است. بخش دیگری از مطالعات حرکت‌شناسی معطوف به میزان نرمی حرکت، اجرا شده است [۱۶]. یک حرکت، زمانی نرم خوانده می‌شود که به طور پیوسته و بدون هیچ وقفه‌ای اجرا شود. نرمی، حرکت معیاری از مهارت فرد در اجرای آن حرکت خواهد بود. این ویژگی به طور معمول روی حرکات ساده نظیر حرکت رسنده دست، برای تحلیل کمینه بودن جرک به هنگام اجرای حرکت تمرکز داشته است [۱۷، ۱۸]. اما در این بین، مطالعات محدودی نیز به جرک در حرکات ریتمیک، مانند راه رفتن، اختصاص دارد [۱۹-۲۱]. در مطالعات مربوط به جرک مفاصل در راه رفتن، مطرح شده است که بیشترین نرمی حرکت (جرک کمینه) از موضوعات مهمی است که توسط سیستم اعصاب مرکزی در اجرای یک حرکت لحاظ می‌شود. این بهینه‌سازی در راه رفتن و دویدن روی حرکات پاترمرکز است [۱۹]. در نتایج به دست آمده در [۲۰]، با مقایسه جرک

است، که ۵۹٪ از آن‌ها زن بودند. هیچ‌یک از شرکت‌کنندگان، سابقه بیماری‌های عصبی-عضلانی نداشتند و تمام افراد برای شرکت داوطلبانه در آزمایش‌ها، فرم رضایت‌نامه کمیته اخلاق مؤسسه‌ای که ثبت داده در آن صورت گرفته^۲ را امضا کردند.

۱-۲- جزئیات ثبت داده

جزئیات ثبت داده در طول یک گام در [۲۴] موجود می‌باشد و در ادامه، توضیحی مختصر بر چگونگی ثبت داده از آزمودنی‌ها نیز ارائه می‌شود. در این آزمایش، اطلاعات سینماتیکی، سینماتیکی و EMG برای هر فرد ثبت شده است. اطلاعات سینماتیکی، جابه‌جایی زوایای مفاصل تحتانی است. زوایای مورد مطالعه، شامل جابه‌جایی‌های نسبی و مطلق مفاصل ران، زانو، مچ پا و لگن خاصره می‌باشد. این اطلاعات توسط دوربین‌های سه‌بعدی پرسرعت ثبت شده است. دوربین‌ها به نشان‌گرهای مخصوص خود، که روی مفاصل ذکر شده قرار دارند، حساس بوده و حرکت آن‌ها را در فضا ثبت و ذخیره می‌کنند. برای اطمینان از ثبت حرکت نشان‌گرها در تمامی لحظات حرکت، از ۹ دوربین با فرکانس نمونه‌برداری ۶۰ هرتز در نقاط مختلف استفاده شده است. اطلاعات گشتاور و توان مفاصل نیز برای تمام افراد موجود است. نیروی عکس‌العمل زمین توسط دو صفحه نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۹۶۰ هرتز ثبت شده است، که می‌تواند توزیع نیرو در کف پا و موقعیت مرکز فشار بدن را اندازه‌گیری کند. الگوی فعالیت عضلات نیز توسط دستگاه ثبت سیگنال EMG با ۸ کانال بدون سیم با الکترودهای سطحی دوقطبی، با فواصل ۱۰ میلی‌متری بین الکترودها (فاصله مرکز تا مرکز بین نواحی رسانای دو الکتروده دو قطبی) و استاندارد الکتروگذاری سنیم (روشی برای الکترومایوگرافی سطحی برای ارزیابی غیرتهاجمی عضلات) ثبت شده است. عضلات مورد بررسی عبارت‌اند از: سیرینی بزرگ، چهارسر رانی بخش راست رانی، چهارسر رانی بخش پهن داخلی، دوسر رانی، ساقی قدامی، نازک‌نی طویل، نعلی و دوقلو. اطلاعات مربوط به هر عضله ابتدا یک‌سوسازی شده و سپس از طریق یک فیلتر پایین‌گذر باترورث از مرتبه ۵ با فرکانس قطع ۳ هرتز، فیلتر می‌شود.

پس از اتصال مناسب سنسورها، از هر یک از آزمودنی‌ها خواسته شده است تا با پنج سرعت مختلف در بازه خیلی آهسته (XS)، آهسته (S)، متوسط (M)، تند (F) و خیلی تند

بین دوندگان حرفه‌ای و سایر ورزشکاران، نشان داده شده است که دوندگان در هر دو آزمایش راه رفتن با سرعت زیاد و دویدن، حرکت نرم‌تری در مقایسه با سایر ورزشکاران غیردونده ایجاد می‌کنند. در [۲۱] نیز، در کنترل حرکات پا به‌ویژه هنگام برخورد با زمین، داشتن بیشترین نرمی حرکت از اهداف اصلی سیستم کنترل حرکت مطرح شده است.

شاخص دیگری که در این مطالعه برای بررسی تأثیر سرعت مد نظر بوده است، اندازه‌گیری میزان همبستگی بین سیگنال‌های مختلف است که می‌تواند میزان شباهت آن‌ها به یکدیگر را تعیین کند. این شاخص با محاسبات ساده‌ای در تحلیل حرکت کاربرد دارد [۲۲، ۲۳]. از کاربرد این روش در مطالعات مربوط به راه رفتن می‌توان به [۲۲] اشاره کرد، که از همبستگی سیگنال‌های EMG برای مقایسه میزان شباهت الگوی فعالیت عضلات حین راه رفتن با سرعت معمولی در جلسات مختلف استفاده کردند. در [۲۳] نیز از مقادیر به‌دست آمده از توابع خود همبستگی و همبستگی متقابل بین الگوی فعالیت عضلات مختلف تحتانی پا، برای مقایسه راه رفتن پیشرو و پسرو استفاده شده است. اما در هیچ‌یک از مطالعات بررسی شده در حوزه راه رفتن، به تأثیر افزایش سرعت بر میزان همبستگی جابه‌جایی مفاصل یا الگوی فعالیت عضلات برای افراد سالم اشاره نشده است.

تغییر سرعت حرکت می‌تواند اثر قابل‌توجهی بر جنبه‌های مختلف ویژگی‌های بیومکانیکی راه رفتن داشته باشد و تحلیل آن با استفاده از داده‌های زمان‌کوتاه، آزمودنی و تجهیزات را در مدت زمان کمتری درگیر می‌کند. هدف این مقاله، بررسی تأثیر سرعت، به‌عنوان یک اختلال فیزیکی اثرگذار بر راه رفتن، با استفاده از تحلیل داده‌های فیزیکی و فیزیولوژیکی جدید است. برای این منظور، ویژگی‌هایی را از داده‌های سینماتیکی، سینماتیکی و EMG ثبت‌شده در سرعت‌های مختلف استخراج می‌کنیم. هدف، بررسی تأثیر سرعت راه رفتن بر جنبه‌های مختلف و جدیدی از سیستم کنترل حرکت است.

۲- مواد و روش‌ها

داده‌های استفاده‌شده در این پژوهش، مربوط به ۳۹ آزمودنی سالم است، که اطلاعات ۷ نفر از آن‌ها به دلیل کامل اجرا نشدن فرآیند ثبت داده حذف شد. داده‌های مربوط به ۳۲ نفر باقی‌مانده با میانگین سنی $20/40 \pm 27/56$ سال (در بازه سنی ۶ تا ۷۲ سال)، میانگین وزنی $20/59 \pm 54/89$ کیلوگرم و میانگین قدی $20/83 \pm 158/19$ سانتی‌متر استفاده شده

^۲Polo Tecnologico, IRCCS S. Maria Nascente, Fondazione Don C.Gnocchi, Italy

است که با تجزیه ماتریس EMG مربوط به تمام عضلات مورد بررسی، می‌توان آن را ترکیبی خطی از دو ماتریس نامنفی در نظر گرفت. یک ماتریس، مربوط به فضای سینرژی که در طول زمان ثابت است و دیگری، مربوط به فرمان‌های صادره توسط سیستم اعصاب مرکزی برای کنترل فعال‌سازی عضلات، که متغیر با زمان است [۱۴]. این روش با حذف افزونگی بین عضلات، فضای سینرژی را با ابعاد کم‌تری در مقایسه با فضای EMG بازسازی می‌کند. به این ترتیب، قادر به توجیه کاهش درجات آزادی توسط سیستم اعصاب مرکزی در راستای تصمیم‌گیری ساده‌تر برای کنترل حرکت است. اگر اطلاعات EMG مربوط به m عضله را مطابق با رابطه (۱) در ماتریس M قرار دهیم:

$$M \in R^{m \times t} \quad (1)$$

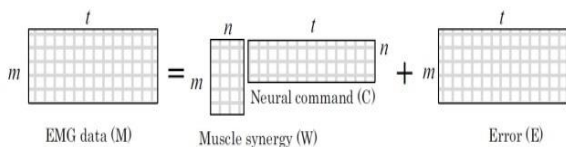
که m تعداد عضلات و t تعداد نمونه‌های ثبت‌شده برای هر عضله است. تعداد فرمان‌های صادره برای کنترل m عضله را می‌توان مطابق با رابطه (۲) و با استفاده از ماتریس سینرژی W کاهش داد.

$$M = WC + E \quad (2)$$

ابعاد هر یک از ماتریس‌های بالا در رابطه (۳) مشخص شده است.

$$\begin{aligned} W &\in R^{m \times n} \\ C &\in R^{n \times t} \\ E &\in R^{m \times t} \end{aligned} \quad (3)$$

در روابط بالا، W ماتریس سینرژی، C ماتریس فرمان‌های حرکتی و E ماتریس خطای بین M و فضای بازسازی شده WC است. از نظر ابعاد نیز، t تعداد فرمان‌های حرکتی برای فعال‌سازی عضلات است. اساس کار این روش در شکل (۱) نشان داده شده است.



شکل (۱) - تقلیل درجات آزادی در پیاده سازی NNMF [۱۴].

همان‌طور که در معادله (۴) ملاحظه می‌شود، ستون‌های ماتریس W که مربوط به داده‌های ثبت‌شده از هر عضله است،

و در مسیر تعیین‌شده در محیط آزمایشگاه راه بروند. مسیر حرکت به‌گونه‌ای انتخاب شده است که آزمودنی‌ها به راحتی قادر به راه رفتن باشند و پس از گذشت چند گام، در تمامی فضای کالیبره شده صفحات نیرو قرار گیرند. اطلاعات دقیقی درباره سرعت راه رفتن هر فرد در طول آزمایش به آزمودنی نمایش داده نشده است تا باعث تغییر آگاهانه الگوی راه رفتن آن‌ها نشود. برای افزایش دقت در نتایج نیز، ثبت داده چندین بار در سرعت‌های مختلف تکرار شده است و در هر یک از متغیرهای مورد بررسی، میانگین تکرارها برای اعتبار بیشتر در محاسبات آماری در نظر گرفته شدند.

۲-۲- تحلیل داده

داده‌های ثبت‌شده را از دو جنبه بررسی می‌کنیم. از یک سو بر مبنای مطالعات انجام شده، اطلاعاتی نظیر ویژگی‌های زمانی - مکانی، دامنه تغییرات داده‌های سینماتیکی و سینماتیکی و محل وقوع اکسترم‌های محلی در داده‌های ثبت شده را مورد مطالعه قرار می‌دهیم. از سوی دیگر، تأثیر سرعت را بر جنبه‌های جدیدی از حرکت بررسی می‌کنیم. این جنبه‌های جدید، شامل بررسی تأثیر سرعت بر فضای سینرژی عضلانی، نرمی حرکت، همبستگی بین داده‌های ثبت شده از اندام‌های تحتانی و شکل حرکات تولیدی توسط مفاصل می‌شود.

داده‌های سینماتیکی و سینماتیکی از جمله متداول‌ترین اطلاعاتی هستند، که در آزمایش‌های مربوط به تحلیل حرکت ثبت می‌شوند. این داده‌ها برای ارزیابی سیستم کنترل حرکت، استفاده می‌شوند. تغییرات داده‌های سینماتیکی و سینماتیکی برای مثال از نظر میانگین، انحراف معیار، تغییرات بیشینه یا کمینه‌های محلی از نظر دامنه و یا زمان وقوع در طول راه رفتن، حاوی اطلاعات مفیدی برای توصیف راه رفتن تحت شرایط مختلف هستند و به‌طور گسترده ارزیابی می‌شوند.

ویژگی دیگری که بررسی شده است، تأثیر سرعت بر اندازه فضای سینرژی است. برای یافتن سینرژی عضلانی، لازم است ابتدا بر مبنای اطلاعات ثبت‌شده از فعالیت عضلات، فضای سینرژی استخراج شود. این فضا به‌طور معمول به روش فاکتوریزاسیون ماتریس نامنفی استخراج می‌شود [۲۵]. یکی از روش‌های موجود برای تحلیل فضای سینرژی و توجیه تقلیل درجات آزادی با کاهش افزونگی موجود بین عضلات، استفاده از الگوریتم NNMF^۳ است [۲۵]. در این روش فرض بر آن

^۳Non-Negative Matrix Factorization

SCI با محاسبه ضرب داخلی بین هر جفت پایه غیرتکراری، مقادیر بین صفر و یک را اتخاذ می‌کند. صفر شدن SCI، بیانگر متعامد بودن تمام پایه‌های فضای سینرزی است؛ بنابراین پایه‌های فضای حالت در دورترین فاصله از یکدیگر قرار می‌گیرند. در نتیجه اندازه فضای سینرزی، که در واقع همان فضای موجود بین پایه‌ها است، در بزرگترین وضعیت ممکن می‌باشد. در حقیقت با توجه به مثبت و یکه بودن پایه‌های مورد بررسی، کاهش SCI به معنای بزرگ‌تر شدن فضای سینرزی است.

در حوزه دیگری از تحلیل حرکت انسان، نظریاتی مبنی بر بهینه بودن حرکات تولیدی توسط سیستم اعصاب مرکزی وجود دارد. مطابق با این نظریات، این سیستم سعی در بهینه کردن یک تابع هدف به هنگام اجرای یک حرکت دارد [۱۶]. در دسته‌ای از این مدل‌ها، تابع هزینه به صورت انتگرال یک تابع معین در طول زمان بیان می‌شود؛ مانند توصیف حرکت کمینه یا کم‌ترین انرژی جنبشی. آنچه در این پژوهش مد نظر بوده است، استفاده از تئوری حرکت کمینه در طرح حرکت و بررسی کمینه بودن حرکت در راه رفتن با سرعت‌های مختلف است. در این روش با انتگرال‌گیری از مربع مشتق سوم موقعیت مفاصل (AJC)، میزان نرمی حرکت اجرا شده مطابق با معادله (۸) قابل محاسبه است [۲۰].

$$AJC = \int_0^T \left(\frac{d^3\theta}{dt^3} \right)^2 dt \quad (8)$$

که T، زمان اجرای حرکت است. در تحلیل حرکت مربوط به یک حرکت، داده‌های مختلفی قابل بررسی است، که بیش‌تر مربوط به داده‌های سینماتیکی در فضای مفاصل است. θ موقعیت زاویه‌ای مفصل درگیر در اجرای حرکت است و مشتق سوم آن حرکت نامیده می‌شود. در این مطالعه، میزان نرمی حرکت مفاصل درگیر را بر مبنای تئوری حرکت کمینه و در سرعت‌های مختلف در حین راه رفتن بررسی می‌کنیم. هدف از استفاده این معیار، آن است که بتوان تأثیر افزایش سرعت را بر حرکت در توصیف حرکات ماهرانه و نرمی جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل مطالعه کنیم.

شاخص دیگر که در این مطالعه بررسی می‌شود، مربوط به میزان همبستگی بین داده‌های ثبت‌شده است. یکی از روش‌های ممکن برای تعیین میزان شباهت بین داده‌ها تحت شرایط مختلف، محاسبه ضریب همبستگی بین آن داده‌ها است. از روش‌های معمول برای اندازه‌گیری همبستگی،

به اندازه خود نرمالیزه می‌شود؛ به طوری که هر ستون از W، بردار یکه باشد.

$$W = [W^{(1)} W^{(2)} \dots W^{(n)}] \quad (4)$$

$$\begin{cases} |W^{(i)}| = 1 \\ W^{(i)} \in R^{m \times 1} \end{cases}$$

که n کوچک‌تر از m فرض می‌شود. مطابق با رابطه (۵)، ماتریس C نیز شامل n فرمان حرکتی برای کنترل m عضله است.

$$C = \begin{bmatrix} C^{(1)} \\ C^{(2)} \\ C^{(3)} \\ \vdots \\ C^{(n-1)} \\ C^{(n)} \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$C^{(i)} \in R^{1 \times t}$$

با تعیین یک سطح آستانه برای خطای بین ماتریس M و فضای سینرزی بازسازی شده WC، می‌توان کمترین تعداد سینرزی‌های مورد نیاز برای بازسازی فضای حالت را بررسی کرد. یکی از روش‌هایی که به طور معمول استفاده می‌شوند، اندازه اختلاف بین M و WC است که با معادله (۶) شناخته می‌شود [۱۴].

$$VAF = 1 - \frac{\|M - W \times C\|^2}{\|M\|^2} \quad (6)$$

اگر ستون‌های ماتریس سینرزی W را به عنوان پایه‌های فضای سینرزی در نظر بگیریم، طبق توضیحاتی که برای روش NNMF ارائه شد، اول آنکه هر یک از این پایه‌ها اندازه واحدی دارند و دوم اینکه به علت استخراج آن‌ها به روش فاکتوریزاسیون نامنفی، تمام بردارها نامنفی هستند؛ اما این پایه‌ها، در حالت کلی بر یکدیگر متعامد نیستند و فضای سینرزی در واقع وابسته به زاویه بین پایه‌های تشکیل دهنده فضا است. بنابراین براساس [۱۴]، استفاده از ضرب داخلی بین بردارهای پایه فضا می‌تواند اندازه فضای سینرزی را کمی کند. در این روش، ابتدا تعداد سینرزی‌های مورد نیاز برای بازسازی مناسب فضای سینرزی با استفاده از معیار VAF تعیین می‌شود؛ سپس با اعمال معادله (۷)، ضریب هماهنگی سینرزی، اندازه فضا را تعیین می‌کند.

$$SCI = \frac{2}{n(n-1)} \sum_{i \neq j}^n W^{(i)} W^{(j)} \quad (7)$$

n تعداد ستون‌ها و $W^{(i)}$ ستون‌های نرمالیزه شده ماتریس سینرزی ذکر شده در رابطه (۴) است.

$$\text{انحناء} = \text{mean} \left(\frac{\ddot{x}}{(1 + \dot{x}^2)^{3/2}} \right) \quad (13)$$

در این روابط μ_k گشتاور مرتبه k و σ انحراف معیار، x جابه-جایی زاویه‌ای مفصل مورد بررسی و mean تابع میانگین‌گیر است. هدف، اندازه‌گیری تأثیر سرعت بر شکل جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل است تا مشخص شود آیا افزایش سرعت بر شکل حرکات تولیدی اثرگذار است یا خیر؟

۳- یافته‌ها و بحث

تأثیر سرعت بر آهنگ راه رفتن، طول گام‌ها، دامنه جابه-جایی و همچنین دامنه اکسترمم‌های محلی در داده‌های سینتیکی و سینماتیکی ثبت‌شده از مفاصل ران، زانو و مچ پا، همبستگی مثبت و معناداری با سرعت داشته است ($p < 0.05$)، ($r > 0$) و تغییرات آن‌ها با افزایش سرعت، نتایج گزارش‌شده در مطالعات قبلی را تایید می‌کند [۱، ۲، ۶-۸].

میانگین جابه‌جایی زاویه‌ای، گشتاور و توان داده‌های ثبت‌شده روی تمام آزمودنی‌ها به‌ازای سرعت‌های مختلف در شکل (۲) نشان داده شده است.

استفاده از ضریب همبستگی پیرسون است که با استفاده از معادله (۹) تعیین می‌شود [۲۶].

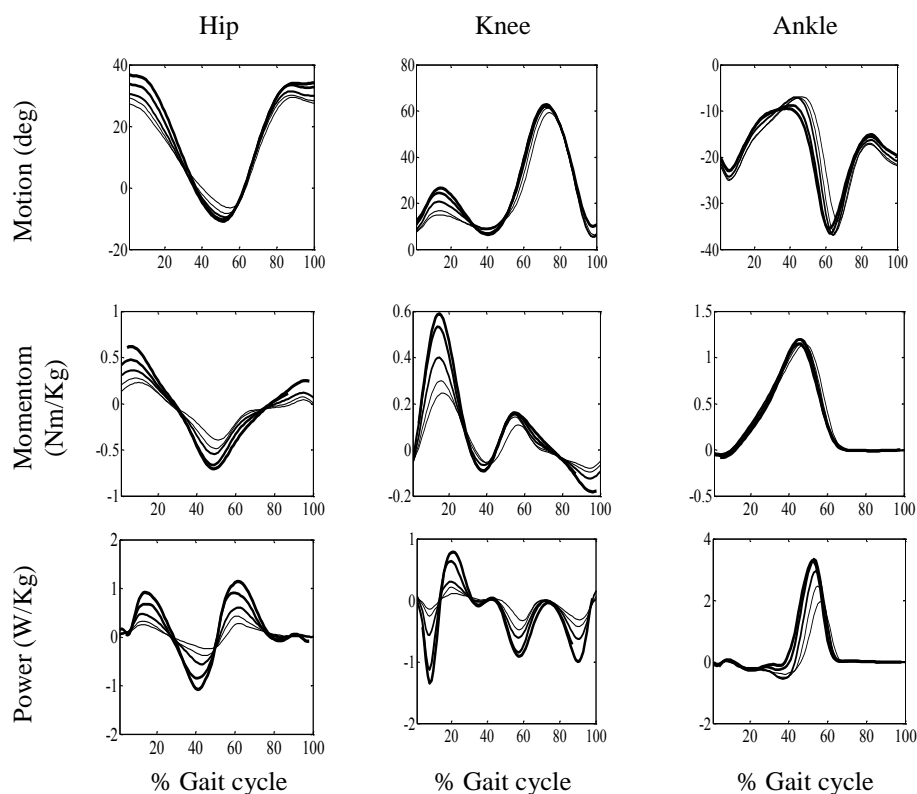
$$r(x, y) = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{n \times \sigma_x \times \sigma_y} \quad (9)$$

که x و y دو بردار داده مورد مقایسه یا به‌عبارتی، ورودی-های موردنظر هستند. \bar{x} و \bar{y} به‌ترتیب میانگین بردارهای ورودی x و y است. σ_x و σ_y نیز انحراف معیار این بردارها هستند. هدف آن است که بتوان تعیین کرد آیا میزان تعامل بین جابه‌جایی مفاصل یا الگوی فعالیت عضلات در حین راه رفتن با سرعت‌های مختلف تغییر معناداری دارد؟ جنبه مورد بررسی دیگر، شکل حرکات تولیدی توسط مفاصل است که از نظر چولگی، کشیدگی و انحناء مطالعه شده است. رابطه‌های (۱۰) تا (۱۳)، توصیف‌کننده این ویژگی‌ها هستند.

$$\mu_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^k \quad (10)$$

$$\text{چولگی} = \frac{\mu_3}{\sigma^3} \quad (11)$$

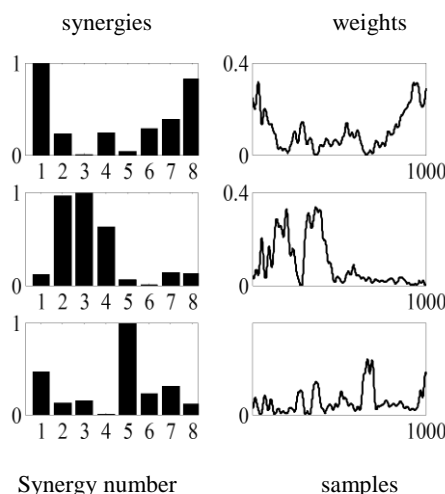
$$\text{کشیدگی} = \frac{\mu_4}{\sigma^4} \quad (12)$$



شکل (۲)- میزان جابه‌جایی، گشتاور و توان مفاصل ران، زانو و مچ پا در سرعت‌های مختلف در طول یک گام (نازک‌ترین خط، برای کمترین سرعت و ضخیم‌ترین خط، برای بیشترین سرعت به‌کار رفته است).

در سینرژی یا هم‌افزایی عضلانی براساس حداکثر خطای قابل قبول بر مبنای آستانه‌گذاری با معیار VAF، تعداد عضلات استخدام شده برای اجرای حرکت تعیین می‌شود. در این آزمایش اطلاعات مربوط به هشت عضله ثبت شده است؛ از این‌رو نتایج حاصل از پیاده‌سازی الگوریتم NNMF، برای اتخاذ ۲ تا ۷ عضله برای هر آزمایش محاسبه شده است. هدف، مشخص کردن تأثیر تعداد سینرژی‌های اتخاذ شده بر نتایج به‌دست آمده از الگوریتم است. تأثیر افزایش سرعت بر اندازه فضای سینرژی براساس SCI، در جدول (۱) نشان داده شده است؛ بعلاوه خطای فضای بازسازی شده با معیار VAF به‌ازای به‌کارگیری تعداد مختلف عضله ذکر شده است. در این جدول، مقادیر به‌دست آمده در هر سرعت به‌صورت میانگین \pm انحراف معیار نوشته شده است. میزان همبستگی هر ویژگی با سرعت نیز در ستون سمت راست جدول (۱) قابل مشاهده است. مقایسه آماری بین مقادیر هر سرعت با سرعت ذکر شده در ستون سمت چپ نیز از طریق آزمون تی تست (با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو ویلکز) مشخص شده و نتایج تحلیل آماری از نظر معناداری نیز گزارش شده است.

تأثیر افزایش سرعت راه رفتن در افراد سالم، با شاخص‌هایی نظیر اندازه فضای سینرژی عضلانی، جرک، همبستگی بین داده‌ها و شکل حرکت تولیدی توسط مفاصل نیز مطالعه شده است. نتایج حاصل از الگوریتم NNMF، برای استخراج سینرژی‌های عضلانی به‌ازای استخدام سه عضله برای یکی از آزمودنی‌ها در شکل (۳) نشان داده شده است. نمودار میله‌ای (ستون سمت چپ) بیانگر سینرژی‌های عضلانی است. شکل موج تغییرپذیر با زمان نیز (ستون سمت راست) وزن‌هایی را نشان می‌دهد، که عضلات براساس آن‌ها فعال می‌شوند.



شکل (۳)- خروجی الگوریتم NNMF به‌ازای استخدام سه عضله.

جدول (۱)- تأثیر افزایش سرعت بر اندازه فضای سینرژی

ویژگی مورد بررسی	سرعت					VAF	همبستگی با سرعت
	X_s	S	M	F	X_f		
SCI (استخدام ۲ عضله)	0.47 ± 0.12	$0.40 \pm 0.10^*$	$0.35 \pm 0.09^*$	0.34 ± 0.09	0.32 ± 0.06	٪۷۸	-0.463^*
SCI (استخدام ۳ عضله)	0.38 ± 0.1	$0.34 \pm 0.1^*$	$0.30 \pm 0.07^*$	0.29 ± 0.07	0.28 ± 0.06	٪۸۵	-0.396^*
SCI (استخدام ۴ عضله)	0.30 ± 0.08	$0.28 \pm 0.07^*$	$0.25 \pm 0.06^*$	0.24 ± 0.06	0.23 ± 0.05	٪۸۷	-0.352^*
SCI (استخدام ۵ عضله)	0.26 ± 0.08	$0.23 \pm 0.06^*$	$0.21 \pm 0.05^*$	0.19 ± 0.04	0.19 ± 0.04	٪۹۲	-0.352^*
SCI (استخدام ۶ عضله)	0.21 ± 0.06	$0.19 \pm 0.06^*$	$0.17 \pm 0.04^*$	$0.16 \pm 0.04^*$	$0.15 \pm 0.03^*$	٪۹۵	-0.341^*
SCI (استخدام ۷ عضله)	0.17 ± 0.06	$0.16 \pm 0.05^*$	$0.14 \pm 0.04^*$	$0.13 \pm 0.03^*$	0.12 ± 0.03	٪۹۷	-0.326^*

*: اختلاف معنادار $p < 0.05$.

بالتره، که در [۹-۱۱] اشاره شده است، در ارتباط باشد. بعلاوه همانطور که انتظار می‌رود با افزایش تعداد سینرژی‌های عضلانی استخدامی، خطا در بازسازی فضا کاهش یافته و VAF بزرگتری را نتیجه می‌دهد.

نتایج مربوط به محاسبه جرک برای زوایای ران، زانو و مچ پا، در جدول (۲) ارائه شده است. در این جدول، مقادیر جرک حاصل در هر سرعت به‌صورت میانگین \pm انحراف معیار ذکر

همان‌طور که از نتایج حاصل از اندازه فضای سینرژی در جدول (۱) مشخص است، افزایش سرعت به کاهش معنادار SCI منجر می‌شود ($p < 0.05$ ، $r < 0$)، که به معنای افزایش اندازه فضای سینرژی است. در واقع سیستم اعصاب مرکزی در سرعت‌های بیشتر، با فضای بزرگتر و در نتیجه با تعداد درجات آزادی بیشتری برای صدور فرمان‌های حرکتی روبه‌رو است. این امر می‌تواند با ناپایداری دینامیکی بیشتر در سرعت‌های

افزایش جرک در هر سه مفصل منجر می‌شود ($p < 0.05$)، کمتر بودن جرک در سرعت‌های کمتر، به معنای نرم‌تر بودن حرکت در حرکات آهسته‌تر است. جرک کمینه با مهارت اجرای حرکت در ارتباط است؛ بنابراین نتایج به دست آمده، افزایش جرک، کاهش نرمی حرکت و در نتیجه مهارت کمتر در اجرای حرکت را در راه رفتن با سرعت‌های بیشتر نشان می‌دهد.

شده است. میزان همبستگی جرک هر مفصل با سرعت نیز در ستون سمت راست جدول (۲) ذکر شده است. مقایسه آماری بین مقادیر هر سرعت با ستون سرعت قبلی نیز از طریق آزمون ویلکاکسون (با توجه به غیرنرمال بودن توزیع داده‌ها بر مبنای آزمون شاپیرو ویلکز) مشخص شده، که نتایج حاصل از تحلیل آماری نیز از نظر معناداری گزارش شده است. نتایج حاصل از جدول (۲)، نشان می‌دهد که افزایش سرعت به

جدول (۲) - تأثیر افزایش سرعت بر جرک مفاصل ران، زانو و مچ پا.

ویژگی مورد بررسی	سرعت					همبستگی با سرعت
	X_s	S	M	F	X_f	
AJC برای مفصل ران	۱/۱۳±۱/۰۶	۱/۷۲±۱/۶۵*	۳/۷۳±۳/۶۸*	۸/۲۱±۱۱/۲۹*	۱۰/۱۲±۱۶/۵۱*	۰/۶۲۴*
AJC برای مفصل زانو	۶/۱۷±۵/۴۵	۱۰/۳۴±۱۱/۶۲*	۱۹/۱۱±۱۵/۳۳*	۳۹/۶۹±۴۵/۱۳*	۵۷/۶۱±۸۲/۸۳*	۰/۶۵۸*
AJC برای مفصل مچ پا	۹/۱۵±۸/۵۷	۱۷/۵۰±۲۲/۲۳*	۳۱/۰۸±۲۷/۱۰*	۵۸/۸۸±۶۶/۴۹*	۷۳/۵۱±۸۴/۴۹*	۰/۵۸۴*

*: اختلاف معنادار $p < 0.05$.

یکنواختی با سرعت نشان دادند. نتایج حاصل در جدول (۴) ذکر شده است. در این جداول، مقادیر به دست آمده در هر سرعت به صورت میانگین \pm انحراف معیار ذکر شده است. میزان همبستگی ویژگی‌های استخراج شده با سرعت، نیز در ستون سمت راست جداول ذکر شده است. مقایسه آماری بین مقادیر هر سرعت با ستون سرعت قبلی، نیز از طریق آزمون تی تست (با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها بر مبنای آزمون شاپیرو ویلکز) مشخص شده است و نتایج حاصل از تحلیل آماری نیز از نظر معناداری، گزارش شده است.

برای تعیین میزان شباهت بین حرکت مفاصل مختلف، همبستگی پیرسون بین جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل مربوط به ناحیه ران، ساق پا و مچ پا، محاسبه شده و نتایج به دست آمده در جدول (۳) ذکر شده است.

این روش همبستگی متقابل، برای تعیین میزان شباهت بین الگوی فعالیت عضلات تحتانی نیز به کار گرفته شده است. میزان همبستگی دو به دوی فعالیت تمام عضلات برای سرعت‌های مختلف محاسبه شده است، که تنها نتایج به دست آمده برای سه عضله نازکنی طویل، دوقلو و نعلی، تغییرات

جدول (۳) - تأثیر افزایش سرعت بر همبستگی متقابل مفاصل.

ویژگی مورد بررسی	سرعت					همبستگی با سرعت
	X_s	S	M	F	X_f	
همبستگی بین جابه‌جایی ران و زانو	۰/۵۲±۰/۱۱	۰/۵۳±۰/۰۹	۰/۵۷±۰/۰۶*	۰/۵۹±۰/۰۷*	۰/۶۱±۰/۰۶*	۰/۳۵۷*
همبستگی بین جابه‌جایی زانو و مچ پا	۰/۹۴±۰/۰۱	۰/۹۴±۰/۰۱*	۰/۹۵±۰/۰۱*	۰/۹۶±۰/۰۱*	۰/۹۶±۰/۰۱*	۰/۵۹۸*

*: اختلاف معنادار $p < 0.05$.

جدول (۴) - تأثیر افزایش سرعت بر همبستگی متقابل الگوی فعالیت عضلات.

ویژگی مورد بررسی	سرعت					همبستگی با سرعت
	X_s	S	M	F	X_f	
همبستگی بین فعالیت عضله نازکنی و نعلی	۰/۵۵±۰/۱۵	۰/۶۲±۰/۱۵*	۰/۶۴±۰/۱۷	۰/۷۱±۰/۱۲	۰/۷۲±۰/۱۴	۰/۳۳۲*
همبستگی بین فعالیت عضله نازکنی و دوقلو	۰/۴۱±۰/۱۶	۰/۴۵±۰/۱۷	۰/۴۷±۰/۱۵	۰/۵۸±۰/۱۴*	۰/۵۹±۰/۱۶*	۰/۴۲۱*
همبستگی بین فعالیت عضله نعلی و دوقلو	۰/۵۶±۰/۱۵	۰/۵۷±۰/۱۵	۰/۵۷±۰/۱۴	۰/۶۳±۰/۱۶*	۰/۶۸±۰/۱۶*	۰/۳۱۱*

*: اختلاف معنادار $p < 0.05$.

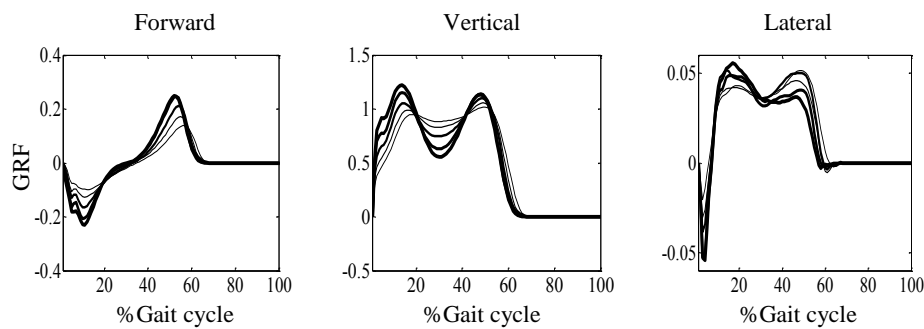
حاصل در هر سرعت برای هر ویژگی به صورت میانگین \pm انحراف معیار ذکر شده است. میزان همبستگی ویژگی‌های استخراج شده با سرعت نیز، در ستون سمت راست جدول ذکر شده است. مقایسه آماری بین مقادیر هر سرعت با ستون سرعت قبلی نیز، از طریق آزمون تی تست (با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها بر مبنای آزمون شاپیرو ویلکز) مشخص شده است و نتایج به دست آمده از تحلیل آماری نیز، از نظر معناداری گزارش شده است.

نتایج به دست آمده، حاکی از آن است که افزایش سرعت بر نیروی عکس‌العمل زمین در هر سه راستا اثرگذار است؛ به گونه‌ای که تمام ویژگی‌های استخراج شده، به طور معناداری با افزایش سرعت تغییر می‌کنند ($p < 0.05$).

نتایج حاصل از جداول (۳) و (۴)، بیانگر آن است که افزایش سرعت به افزایش همبستگی متقابل بین فعالیت عضلات منجر می‌شود و هم‌چنین افزایش همبستگی متقابل بین جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل بررسی می‌شود. این امر، افزایش شباهت را در نواحی ذکر شده به همراه دارد ($p < 0.05$ ، $r > 0$).

تأثیر سرعت بر دامنه تغییرات نیرو، دامنه بیشینه‌های محلی و سطح زیر نمودار قله و دره‌های ایجاد شده، از جمله ویژگی‌هایی است که در یک گام مورد توجه بوده است. در این محاسبات، تأثیر افزایش سرعت بر نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستای قدامی-خلفی، جانبی و عمودی محاسبه شده است. میانگین نیروی ثبت شده برای تمام آزمودنی‌ها، در شکل (۴) نشان داده شده است.

مقادیر هریک از ویژگی‌های مربوط به نیروی عکس‌العمل زمین، در جدول (۵) ارائه شده است. در این جدول، مقادیر



شکل (۴)-

میانگین

نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستای مختلف در طول یک گام (نازک‌ترین خط، برای نمایش کم‌ترین سرعت و ضخیم‌ترین خط، برای نمایش بیشترین سرعت به کار رفته است).

جدول (۵)- تأثیر افزایش سرعت بر نیروی عکس‌العمل زمین.

ویژگی مورد بررسی	جهت نیرو	سرعت					همبستگی با سرعت
		X_s	S	M	F	X_f	
سطح زیر نمودار قله مثبت	قدامی-خلفی	$2/24 \pm 0/5$	$2/68 \pm 0/4^*$	$3/17 \pm 0/5^*$	$3/65 \pm 0/7^*$	$3/82 \pm 0/6^*$	$0/601^*$
سطح زیر نمودار قله منفی	قدامی-خلفی	$2/05 \pm 0/4$	$2/32 \pm 0/5^*$	$2/71 \pm 0/5^*$	$3/10 \pm 0/7^*$	$3/37 \pm 0/6^*$	$0/651^*$
نسبت سطح زیر نمودار قله اول به زمان وقوع بیشینه در یک سیکل (/.)	عمودی	$0/06 \pm 0/01$	$0/07 \pm 0/01$	$0/08 \pm 0/02^*$	$0/09 \pm 0/02^*$	$0/11 \pm 0/05^*$	$0/646^*$
نسبت سطح زیر نمودار قله دوم به زمان وقوع بیشینه در یک سیکل (/.)	عمودی	$0/021 \pm 0/0$	$0/022 \pm 0/0^*$	$0/023 \pm 0/0^*$	$0/025 \pm 0/0^*$	$0/025 \pm 0/0$	$0/626^*$
نسبت دامنه قله اول به دامنه قله دوم	عمودی	$2/92 \pm 0/56$	$2/84 \pm 0/52$	$3/29 \pm 0/85^*$	$3/59 \pm 0/70^*$	$4/40 \pm 1/9^*$	$0/658^*$
نسبت سطح زیر نمودار به دامنه تغییرات	جانبی	$6/06 \pm 1/37$	$5/42 \pm 1/42^*$	$4/50 \pm 1/09^*$	$3/81 \pm 1/15^*$	$3/53 \pm 0/98$	$-0/600^*$

* اختلاف معنادار $p < 0.05$

شده است و نتایج حاصل از تحلیل آماری نیز از نظر معناداری گزارش شده است. تحلیل‌ها نشان‌دهنده اثرگذاری افزایش سرعت بر شکل تولیدی توسط مفاصل است؛ به گونه‌ای که افزایش سرعت در مفصل زانو (از نظر چولگی و کشیدگی) و در مفصل ران (از نظر چولگی، کشیدگی و انحنا)، تغییرات معناداری را با سرعت نشان داده است ($p < 0.05$). تغییرات هریک از این ویژگی‌ها با سرعت در جدول (۶) آمده است. چولگی، کشیدگی و انحنا در مفصل مچ پا، تغییرات معنادار و یکنوایی با سرعت نداشت.

ویژگی دیگری که بررسی شده است، میزان چولگی، کشیدگی و انحنا در جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل است. نتایج این بررسی برای شاخص‌هایی که با افزایش سرعت تغییرات یکنوا و معناداری داشته‌اند، در جدول (۶) آمده است. در این جدول، مقادیر به دست آمده در هر سرعت برای هر ویژگی به صورت میانگین \pm انحراف معیار ذکر شده است. میزان همبستگی ویژگی‌های استخراج شده با سرعت نیز، در ستون سمت راست ذکر شده است. مقایسه آماری بین مقادیر هر سرعت با ستون سرعت قبلی نیز، از طریق آزمون تی تست (با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها بر مبنای آزمون شاپیرو ویلکز) مشخص

جدول (۶) - تأثیر سرعت بر کشیدگی، چولگی و انحنا در جابه‌جایی مفاصل ران و زانو.

ویژگی مورد بررسی	سرعت					همبستگی با سرعت
	X_s	S	M	F	X_f	
چولگی در جابه‌جایی مفصل ران	0.118 ± 0.1	$0.123 \pm 0.1^*$	$0.127 \pm 0.1^*$	0.130 ± 0.1	0.132 ± 0.1	0.391^*
کشیدگی در جابه‌جایی مفصل ران	2.159 ± 0.16	$2.186 \pm 0.1^*$	2.189 ± 0.16	$3.100 \pm 0.16^*$	$2.185 \pm 0.16^*$	0.164^*
انحنا در جابه‌جایی مفصل ران	-34.5 ± 10.9	$-44.5 \pm 24.3^*$	$-56.8 \pm 25.4^*$	$-70.7 \pm 28.7^*$	$-78.8 \pm 35.9^*$	-0.575^*
چولگی در جابه‌جایی مفصل زانو	1.06 ± 0.1	$0.98 \pm 0.1^*$	$0.87 \pm 0.1^*$	$0.77 \pm 0.1^*$	$0.72 \pm 0.1^*$	-0.707^*
کشیدگی در مفصل زانو	2.68 ± 0.13	$2.52 \pm 0.1^*$	$2.39 \pm 0.1^*$	$2.27 \pm 0.1^*$	$2.23 \pm 0.1^*$	-0.684^*

*: اختلاف معنادار $p < 0.05$

۴- نتیجه‌گیری

با توجه به تنوع در داده‌های ثبت شده و تحلیل‌های گسترده روی سری‌های زمانی هر آزمودنی، ویژگی‌های مختلفی را برای بیان تأثیر سرعت استخراج و ارائه کردیم. رابطه هریک از این ویژگی‌ها با سرعت، از نظر آماری مطالعه شد. در بیش از ۸۶٪ از تمام مقایسه‌های انجام شده، اختلاف معناداری بین مقادیر به دست آمده در سرعت‌های مختلف مشاهده شد. این تفاوت معنادار، همراه با همبستگی قابل ملاحظه بین ویژگی‌های مبتنی بر داده‌های سینتیکی، سینماتیکی و EMG با سرعت، اثرگذاری سرعت به عنوان اختلال را بر جنبه‌های مختلف حرکت بیان می‌کند.

بر اساس نتایج می‌توان گفت، با تحلیل میانگین نتایج ثبت شده برای آزمودنی‌ها در متغیرهای زمانی - مکانی (آهنگ راه رفتن و طول گام‌ها)، افزایش سرعت موجب افزایش آهنگ حرکت و طول هر گام شد. در شاخص‌های مبتنی بر تغییرات داده‌های سینتیکی، سینماتیکی و EMG، نشان داده شد که شاخص‌های مربوط به دامنه تغییرات، بیشینه و کمینه‌های محلی، سطح زیر نمودار و معیارهای مشابه در داده‌های مربوط به جابه‌جایی زاویه‌ای، گشتاور و توان مفاصل درگیر، مقادیر

نکته مهم آن است که با توجه به این که در این داده، آزمودنی‌ها از نظر سن، جنسیت، قد و وزن با یکدیگر متفاوت بودند، از معادلات برآوردگر تعمیم‌یافته (GEE)^۴ استفاده کردیم تا میزان تأثیر هریک از این پارامترها مشخص شود. در این تحلیل، مشخص شد که با در نظر گرفتن سرعت به عنوان متغیر وابسته، هیچ‌یک از ویژگی‌های ذکر شده مربوط به سن، جنسیت، قد و وزن، تأثیر معناداری بر تحلیل نتایج ندارد ($p > 0.094$). میزان اثرگذاری هریک از این ویژگی‌ها بر اساس نتایج حاصل از تحلیل GEE، در جدول (۷) ذکر شده است.

جدول (۷) - تحلیل GEE برای تعیین میزان اثرگذاری ویژگی‌های سن، جنسیت، قد و وزن بر نتایج حاصل از تحلیل‌های آماری.

ویژگی مورد بررسی	میزان اثرگذاری (p-value)
جنسیت	۰/۰۹۴
قد	۰/۳۲۳
وزن	۰/۷۸۰
سن	۰/۹۳۱

^۴Generalized Estimation Equation

پایداری دینامیکی است که به‌طور معمول نتایج معتبری (هماهنگی بیشتر بین نتایج ریاضی و تحلیل‌های رفتاری) را بر مبنای داده‌های زمان طولانی به همراه دارد. با توجه به آن که تنها اطلاعات مربوط به یک گام برای هر آزمودنی در دسترس بود، امکان مقایسه نتایج با شاخص‌های مهمی نظیر پایداری دینامیکی (که تحت تأثیر سرعت است و برای محاسبه، نیاز به داده زمان طولانی دارد) وجود نداشت. به‌عنوان افق پیش رو، در صورت در دسترس بودن اطلاعات زمان طولانی برای هر آزمودنی، می‌توان به دنبال راهی برای تخمین پایداری دینامیکی بر مبنای اطلاعات به‌دست آمده از این پژوهش باشیم؛ همچنین با توجه به آن که مبتنی بر یک گام است، برای استفاده در کاربردهای بالینی نیز بسیار مفید خواهد بود.

۵- سپاس‌گزاری

از دکتر گابریل بووی (Polo Tecnologico, IRCCS S. Maria) از دکترا (Nascente, Fondazione Don C. Gnocchi, Italy) که ما را در فراهم آوردن داده‌های مورد استفاده در این پژوهش حمایت کرد، سپاس‌گزار هستیم. نویسندگان دوم و چهارم، از ستاد علوم شناختی برای حمایت این نویسندگان تحت طرح پژوهشی شماره ۸۱۶ سپاس‌گزاری می‌نمایند.

۶- مراجع

- [1] T. M. Owings, and M. D. Grabiner, "Variability of step kinematics in young and older adults," *Gait & posture*, vol. 20, no. 1, pp. 26-29, 2004.
- [2] G. Stoquart, C. Detrembleur, and T. Lejeune, "Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking," *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, vol. 38, no. 2, pp. 105-116, 2008.
- [3] J. B. Dingwell, J. P. Cusumano, D. Sternad, and P. Cavanagh, "Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous overground walking," *Journal of biomechanics*, vol. 33, no. 10, pp. 1269-1277, 2000.
- [4] J. B. Dingwell, and L. C. Marin, "Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds," *Journal of biomechanics*, vol. 39, no. 3, pp. 444-452, 2006.

بیش‌تری را در سرعت‌های بالاتر به خود اختصاص داد. فعالیت عضلات نیز در راه رفتن با سرعت بیشتر، افزایش یافت. این نتایج تأیید کننده مطالعات قبلی بوده است [۱، ۲، ۶، ۷، ۲۷-۳۳].

ویژگی‌های بررسی شده مبنی بر اطلاعات به‌دست آمده از نیروی عکس‌العمل زمین، تأثیر سرعت را به‌خوبی نمایش داد. نتایج حاصل بیان‌گر آن بود که نیروی عکس‌العمل زمین از نظر دامنه، محل وقوع بیشینه یا کمینه‌ی محلی یا سطح زیر نمودار، تحت تأثیر سرعت است. این نتایج نیز تأیید کننده مطالعات قبلی بوده است [۶، ۷].

در این مطالعه، طبق مطالعات حوزه حرکت، از ویژگی‌های جدید دیگری نیز استفاده شد که تاکنون در توصیف اثرگذاری سرعت بر راه رفتن افراد سالم استفاده نشده است. استفاده از مفهوم سینرژی نشان داد که، سرعت‌های بیشتر موجب افزایش اندازه فضای سینرژی می‌شود. همین امر می‌تواند به‌عنوان نشانه‌ای از استراتژی پیچیده‌تری باشد که توسط سیستم اعصاب مرکزی اتخاذ شده، تا در شرایط ناپایدار هم که در سرعت‌های بالاتر رخ می‌دهد، در وضعیت مطلوبی باقی بماند. جرک کمینه نیز نشان داد که راه رفتن در سرعت‌های کم‌تر، نرمی حرکت بیشتر را در مفاصل به همراه دارد. این نرم‌تر بودن حرکت در سرعت‌های کم‌تر، حاکی از توانایی بیشتر در اجرای آن است و شاید بتواند در توجیه ناپایداری در سرعت‌های بالاتر هم به‌کار رود. همبستگی بین مفاصل و نیز همبستگی بین الگوی فعالیت عضلات هم نشان داد که در سرعت‌های بیشتر، میزان شباهت جابه‌جایی بین دو مفصل در برخی مفاصل افزایش می‌یابد. همچنین، برخی از عضلات همبسته‌تر فعالیت می‌کنند. بعلاوه با بررسی تأثیر افزایش سرعت بر شکل حرکت تولیدی توسط مفاصل ران و زانو، برای اولین بار نشان داده شد که افزایش سرعت بر چولگی، کشیدگی و انحنای حرکت تولید شده در این مفاصل اثرگذار است.

اگر چه پژوهش حاضر روی آزمودنی‌های مختلفی با سن و جنسیت‌های انجام شده؛ اما از محدودیت‌های این مطالعه، آن است که فقط روی افراد سالم متمرکز بوده است و می‌توان روش‌های ارائه‌شده برای مطالعه سرعت را روی گروه‌های دیگری نظیر ورزشکاران و بیماران درگیر با محدودیت‌های سیستم عصبی-عضلانی، که از نظر الگوی راه رفتن با افراد سالم متفاوت هستند، مطالعه کرد. از جمله مهم‌ترین ویژگی‌هایی که در حین راه رفتن در اثر سرعت تغییر می‌کند،

- movement science*, vol. 31, no. 5, pp. 1037-1055, 2012.
- [17] T. Flash, and N. Hogan, "The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model," *The journal of Neuroscience*, vol. 5, no. 7, pp. 1688-1703, 1985.
- [18] E. Nakano, H. Imamizu, R. Osu, Y. Uno, H. Gomi, T. Yoshioka, and M. Kawato, "Quantitative examinations of internal representations for arm trajectory planning: minimum commanded torque change model," *Journal of Neurophysiology*, vol. 81, no. 5, pp. 2140-2155, 1999.
- [19] V. B. Brooks, *The neural basis of motor control*: Oxford University Press, 1986.
- [20] A. Hreljac, "Stride smoothness evaluation of runners and other athletes," *Gait & posture*, vol. 11, no. 3, pp. 199-206, 2000.
- [21] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*, 1991.
- [22] R. Grasso, L. Bianchi, and F. Lacquaniti, "Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion," *Journal of Neurophysiology*, vol. 80, no. 4, pp. 1868-1885, 1998.
- [23] T. A. Wren, K. P. Do, S. A. Rethlefsen, and B. Healy, "Cross-correlation as a method for comparing dynamic electromyography signals during gait," *Journal of biomechanics*, vol. 39, no. 14, pp. 2714-2718, 2006.
- [24] G. Bovi, M. Rabuffetti, P. Mazzoleni, and M. Ferrarin, "A multiple-task gait analysis approach: kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects," *Gait & posture*, vol. 33, no. 1, pp. 6-13, 2011.
- [25] D. D. Lee, and H. S. Seung, "Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization," *Nature*, vol. 401, no. 6755, pp. 788-791, 1999.
- [26] E. Nelson-Wong, S. Howarth, D. A. Winter, and J. P. Callaghan, "Application of autocorrelation and cross-correlation analyses in human movement and rehabilitation research," *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, vol. 39, no. 4, pp. 287-295, 2009.
- [27] K. G. Holt, R. C. Wagenaar, M. E. LaFiandra, M. Kubo, and J. P. Obusek, "Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass," *Journal of biomechanics*, vol. 36, no. 4, pp. 465-471, 2003.
- [28] S. M. Hsiang, and C. Chang, "The effect of gait speed and load carrying on the reliability
- [5] S. A. England, and K. P. Granata, "The influence of gait speed on local dynamic stability of walking," *Gait & posture*, vol. 25, no. 2, pp. 172-178, 2007.
- [6] J. L. Lelas, G. J. Merriman, P. O. Riley, and D. C. Kerrigan, "Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed," *Gait & posture*, vol. 17, no. 2, pp. 106-112, 2003.
- [7] M. H. Schwartz, A. Rozumalski, and J. P. Trost, "The effect of walking speed on the gait of typically developing children," *Journal of biomechanics*, vol. 41, no. 8, pp. 1639-1650, 2008.
- [8] G. S. Murley, H. B. Menz, and K. B. Landorf, "Electromyographic patterns of tibialis posterior and related muscles when walking at different speeds," *Gait & posture*, vol. 39, no. 4, pp. 1080-1085, 2014.
- [9] A. Schmitz, A. Silder, B. Heiderscheit, J. Mahoney, and D. G. Thelen, "Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 19, no. 6, pp. 1085-1091, 2009.
- [10] N. Stergiou, C. Moraiti, G. Giakas, S. Ristanis, and A. D. Georgoulis, "The effect of the walking speed on the stability of the anterior cruciate ligament deficient knee", *Clinical Biomechanics*, vol. 19, no. 9, pp. 957-963, 2004.
- [11] H. G. Kang, and J. B. Dingwell, "Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults," *Journal of biomechanics*, vol. 41, no. 14, pp. 2899-2905, 2008.
- [12] L. Tang, F. Li, S. Cao, X. Zhang, D. Wu, and X. Chen, "Muscle synergy analysis in children with cerebral palsy," *Journal of neural engineering*, vol. 12, no. 4, pp. 046017, 2015.
- [13] M. C. Tresch, and A. Jarc, "The case for and against muscle synergies," *Current opinion in neurobiology*, vol. 19, no. 6, pp. 601-607, 2009.
- [14] F. Shibata Alnajjar, T. Wojtara, and S. Shimoda, "Muscle synergy space: learning model to create an optimal muscle synergy," *Frontiers in computational neuroscience*, vol. 7, pp. 136, 2013.
- [15] S. A. Chvatal, and L. H. Ting, "Common muscle synergies for balance and walking," *Frontiers in computational neuroscience*, vol. 7, pp. 48, 2013.
- [16] M. E. Andani, and F. Bahrami, "COMAP: A new computational interpretation of human movement planning level based on coordinated minimum angle jerk policies and six universal movement elements," *Human*

- [31] H. G. Kang, and J. B. Dingwell, "Separating the effects of age and walking speed on gait variability," *Gait & posture*, vol. 27, no. 4, pp. 572-577, 2008.
- [32] P. O. Riley, J. Franz, J. Dicharry, and D. C. Kerrigan, "Changes in hip joint muscle-tendon lengths with mode of locomotion," *Gait & posture*, vol. 31, no. 2, pp. 279-283, 2010.
- [33] X. Xu, S. M. Hsiang, and G. A. Mirka, "The effects of a suspended-load backpack on gait," *Gait & posture*, vol. 29, no. 1, pp. 151-153, 2009.
- [29] K. Jordan, J. H. Challis, and K. M. Newell, "Walking speed influences on gait cycle variability," *Gait & posture*, vol. 26, no. 1, pp. 128-134, 2007.
- [30] K. Jordan, J. H. Challis, and K. M. Newell, "Speed influences on the scaling behavior of gait cycle fluctuations during treadmill running," *Human movement science*, vol. 26, no. 1, pp. 87-102, 2007.