Published Online: 2019.February.30

Review Article

Biomechanical Variables of Gait Initiation and Gait Termination with Emphasis on Instruments, Floors, and Musculoskeletal Disorders: A Systematic Review

Nesa Keshavarz Moghadam[1*], Heydar Sadeghi[2]

1. PhD in Sport Biomechanics, Department of Biomechanics and Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
2. Professor, Department of Biomechanics and Sport Injuries, Research Institute of Movement Science, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

Received: 2018.November.18 **Revised: 2019.January.09** **Accepted: 2019.February.17**

Abstract

Background and Aims: One of the most commonly used human movements that plays an essential part of many daily activities and competitive or group sports is gait. Gait initiation is the first step after changing from static to dynamic status of walking and gait termination is the last step before changing from dynamic to static status. By accepting the effect of the properties of floor coverings, people's age, diseases, and musculoskeletal disorders on biomechanical parameters of human's movement, it seems that not only the pattern of muscular activity and the biomechanical parameters of gait initiation and gait termination are different from the routine gait, but these variables are influenced by individual's conditions and various surfaces on which people move on, too. On the other hand, people's imbalance and fall often occur at gait initiation or gait termination. Identifying kinematic and kinetic parameters of gait initiation and gait termination provides useful information to recognize the disturbances of this phase of gait, its pathology, and performance correction. The aim of the present study is reviewing studies carried out since the end of the twentieth century on biomechanical variables of gait initiation and gait termination in different groups and different conditions.

Materials and Methods: Searching articles was done from databases including PubMed, ScienceDirect, and Mendely, using "gait initiation, gait termination, kinematics, and kinetics" keywords. More than 300 articles on the pattern of muscle activity and biomechanical parameters of gait initiation and gait termination were found. After studying and deleting articles with similar results and articles on therapeutic protocols from the total number of articles, more than 40 articles that were directly related to the subject matter were studied.

Results: From among the papers located, several studies were about planned and unplanned gait initiation or gait termination, gait initiation or gait termination on different floor coverings, in various age groups or people with musculoskeletal disorders.

Conclusion: According to the articles studied, it can be stated that different motor strategies are used at gait initiation at low and high velocities and the young and old groups always uses different muscle activity patterns in different phases of gait initiation. It seems that athletes and active people benefit from better muscle strength and shorter reaction times to prevent collapse and injury making use of compensatory mechanisms.

Keywords: Gait initiation; Gait termination; Kinematics; Kinetics

Cite this article as: Nesa Keshavarz Moghadam, Heydar Sadeghi. Biomechanical variables of gait initiation and gait termination with emphasis on instruments, floors, and musculoskeletal disorders: A systematic review. J Rehab Med. 2019; 8(3): 260-271.

* **Corresponding Author**: Nesa Keshavarz Moghadam. PhD in Sport Biomechanics, Department of Biomechanics and Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
Email: nesa.keshavarz@yahoo.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111060.1730

بیومکانیک شروع و پایان راه رفتن با تأکید بر ابزار، سطح و اختلالات اسکلتی–عضلانی و عصبی: مقاله مروری سیستماتیک

نساء کشاورز مقدم[1*]، حیدر صادقی[2]

۱. دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. استاد تمام، گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۸/۲۷ بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۱۰/۱۹ پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۱۱/۲۸ *

چکیده

مقدمه و اهداف

یکی از رایج‌ترین فعالیت‌های حرکتی انسان راه رفتن است که جزئی لاینفک از بسیاری از فعالیت‌های روزمره و ورزش‌های رقابتی و گروهی می‌باشد. شروع راه رفتن، اولین گام پس از تغییر حالت از وضعیت ایستا به پویا و پایان راه رفتن آخرین گام پیش از تغییر حالت از وضعیت پویا به ایستا می‌باشد. با توجه به اینکه نوع سطح و پوششی که فعالیت بدنی روی آن انجام می‌شود، همچنین سن، بیماری‌ها و اختلالات اسکلتی–عضلانی افراد در عملکرد بیومکانیکی آنها تغییر ایجاد می‌کند، به نظر می‌رسد الگوی فعالیت عضلانی و پارامترهای بیومکانیکی شروع و پایان راه رفتن نه‌تنها متفاوت از راه رفتن معمولی است، بلکه تحت تاثیر شرایط فردی و سطوح مختلفی که حرکت روی آن صورت می‌پذیرد نیز تغییر می‌کند. از سویی دیگر، عدم تعادل و سقوط افراد اغلب در شروع و پایان راه رفتن اتفاق می‌افتد، شناخت پارامترهای کینماتیکی و کینتیکی شروع و پایان راه رفتن اطلاعات سودمندی را جهت شناخت اختلالات این فاز از راه رفتن و آسیب‌شناسی و اصلاح عملکرد فراهم می‌کند. هدف از مطالعه حاضر، مروری بر پژوهش‌هایی است که از اواخر قرن بیستم تاکنون پیرامون متغیرهای بیومکانیکی شروع و پایان راه رفتن در شرایط و گروه‌های مختلف انجام شده است.

مواد و روش‌ها

جستجوی مقالات در پایگاه‌های اطلاعاتی معتبر نظیر Pub Med, Science Direct, Mendely با جستجوی کلمات کلیدی انجام گرفت. بیش از ۳۰۰ مقاله پیرامون الگوی فعالیت عضلانی و پارامترهای بیومکانیکی شروع و پایان راه رفتن یافت شد که پس از مطالعه و حذف مقالات با نتایج مشابه و مقالات مربوط به پروتکل‌های درمانی از مجموع مقالات یافت‌شده، بیش از ۴۰ مقاله که به طور مستقیم مرتبط با موضوع مورد مطالعه بود، بررسی شد.

یافته‌ها

از مجموع مقالات یافت‌شده، پژوهش‌های متعددی پیرامون شروع و پایان نیمه‌ارادی راه رفتن، شروع و پایان راه رفتن بر سطوح مختلف و شروع و پایان راه رفتن در گروه‌های سنی مختلف و یا افراد مبتلا به بیماری‌های عصبی–عضلانی یافت شد.

نتیجه‌گیری

با توجه به مطالعات انجام‌شده می‌توان گفت اگرچه استراتژی‌های حرکتی متفاوتی در شروع راه رفتن با سرعت‌های کم و زیاد به کار گرفته می‌شود و همواره گروه جوان و سالمند الگوی فعالیت عضلانی متفاوتی را در فازهای مختلف در شروع راه رفتن به کار می‌گیرند، ورزشکاران و افراد فعال به دلیل برخورداری از قدرت عضلانی بهتر و زمان عکس‌العمل کوتاه‌تر از مکانیسم‌های جبران برای پیشگری از سقوط و بروز آسیب بهره می‌برند.

واژه‌های کلیدی

شروع راه رفتن؛ پایان راه رفتن؛ کینماتیک؛ کینتیک

نویسنده مسئول: نساء کشاورز مقدم، دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه آسیب‌شناسی و بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
آدرس الکترونیکی: nesa.keshavarz@yahoo.com

مقدمه و اهداف

راه رفتن به عنوان یک الگوی حرکتی تکراری و پیوسته همواره مورد توجه محققین بوده و ویژگی‌های بیومکانیکی آن در افراد و شرایط مختلف مورد تجزیه‌وتحلیل قرار گرفته است. اگرچه راه رفتن یک الگوی حرکتی پیوسته است، ولی در بسیاری از مواقع فرد ناچار به توقف و شروع مجدد آن می‌باشد. در شروع راه رفتن، از وضعیت ایستاده روی هر دو پا، وزن بدن متوجه یک پا می‌شود، بنابراین به پای دیگر اجازه داده می‌شود تا از روی زمین بلند شده و به طرف جلو حرکت کند، به بیان دیگر، شروع راه رفتن از جدا شدن پاشنه اندام شناور تا برخورد مجدد پاشنه و پنجه همان اندام هم‌زمان با جدا شدن پنجه اندام استقرار می‌باشد.[۱] پایان راه رفتن شامل یک فاز قرارگیری بر یک طرف بدن است که با فاز نوسان دنبال نمی‌شود. به عبارت دیگر، یک فاز نوسان کوتاه‌شده وجود دارد که پای در حال حرکت در کنار پای ثابت قرار می‌گیرد، در واقع پایان راه رفتن به لحظه قرار گرفتن پاها در کنار یکدیگر در حالت سکون اطلاق می‌شود.[۲] در بسیاری از رشته‌های ورزشی، فعالیت‌های روزانه، تمرینات آمادگی جسمانی و به‌ویژه تمرینات مربوط به بازتوانی بخشی از فعالیت به راه رفتن اختصاص می‌یابد و در اغلب آنها راه رفتن در مسیرهای کوتاه انجام می‌پذیرد؛ از این رو لازم است که فرد بارها شروع به راه رفتن کند و به آن پایان دهد. در برخی از این فعالیت‌ها فرد با اراده و تصمیم خود شروع به راه رفتن می‌کند و یا به آن خاتمه می‌دهد، ولی در برخی دیگر از موارد، نظیر فعالیت‌های ورزشی رقابتی و گروهی، فرد با توجه به شرایط پیش‌آمده ناچار است به طور ناگهانی و بدون تصمیم قبلی شروع به راه رفتن کند و یا به آن پایان دهد. همچنین در بسیاری از تمرینات بازتوانی فرد به دلیل ضعف جسمانی به طور ناگهانی به راه‌رفتن خاتمه می‌دهد. راه رفتن یک الگوی حرکتی بنیادین است که در تمام طول عمر به کار گرفته می‌شود و طبیعتا تحت تاثیر تغییرات بدنی ناشی از سن، اختلات اسکلتی-عضلانی، بیماری‌ها و شرایط محیطی به‌ویژه سطحی که حرکت روی آن انجام می‌شود، قرار می‌گیرد. همچنین افراد در گروه‌های سنی مختلف و یا افراد مبتلا به بیماری‌های عصبی-عضلانی بسته به نوع علاقه‌مندی و توان خود در فعالیت‌های مختلف ورزشی یا بازتوانی شرکت می‌کنند. با توجه به تعاریف ارائه‌شده انتظار می‌رود که شروع و پایان راه رفتن دارای ویژگی‌های بیومکانیکی متفاوتی از الگوی حرکت راه رفتن باشد و ناگزیر تحت تاثیر شرایط ذکرشده قرار خواهد گرفت. با توجه به اینکه راه رفتن همواره جزئی جدایی‌ناپذیر از اغلب فعالیت‌های ورزشی و بازتوانی محسوب می‌شود، هدف مطالعه حاضر مروری بر پژوهش‌های انجام‌شده در خصوص شروع و پایان راه رفتن با تأکید بر شرایط، سطح و اختلالات اسکلتی-عضلانی و عصبی می‌باشد.

مواد و روش‌ها

جستجوی کلمات کلیدی Kinematics, Kinetics,gait Termination,gait Initiation در پایگاه‌های اطلاعاتی معتبر نظیر Pub Med, Science Direct, Mendely انجام شد. در این جستجو تلاش شد تا سیر پیشرفت پژوهش‌ها پیرامون شروع و پایان راه رفتن بدون در نظر گرفتن هیچ‌گونه محدودیت مکانی و در یک بازه گسترده زمانی، از سال ۱۹۹۷ تا سال ۲۰۱۸، مورد ارزیابی واقع شود. اگرچه با جستجوی کلیدواژه‌های شروع راه رفتن و پایان راه رفتن گستره وسیعی از مقالات حاصل شد، ولی هدف از مطالعه حاضر تنها بررسی پژوهش‌هایی بودند که در آنها پروتکل حرکتی تعریف‌شده برای آزمودنی‌ها صرفا شروع راه رفتن یا پایان راه رفتن باشد؛ لذا تعداد مقالات یافت‌شده پس از غربالگری اولیه بیش از ۳۰۰ مورد بود که پس از حذف مقالات با نتایج مشابه و مقالات مربوط به پروتکل‌های درمانی از مجموع مقالات یافت‌شده، بیش از چهل مقاله که به طور مستقیم مرتبط با موضوع مورد مطالعه بودند، بررسی شدند. معیار اصلی در انتخاب مقالات توجه به پارامترهای کینتیکی و کینماتیکی حرکت و کاربرد آنها در اصلاح الگوی حرکت با هدف پیشگیری از وقوع عدم تعادل، سقوط و آسیب بود. تمامی آنالیزها و مقایسه‌ها با هدف بهبود کیفیت و کارایی حرکت در شرایط گوناگون و افراد مختلف انجام شده بود.

یافته‌ها

از مجموع مقالات یافت‌شده در بیش از ده درصد مقاله‌ها به بررسی شروع و پایان نیمه‌ارادی راه رفتن پرداخته شده بود که نشانگر اهمیت شروع و پایان نیمه‌ارادی راه رفتن در فعالیت‌های ورزشی و بازتوانی می‌باشد. همچنین پژوهش‌های متعددی نیز پیرامون شروع و پایان راه رفتن بر سطوح مختلف و شروع و پایان راه رفتن در گروه‌های سنی مختلف و یا افراد مبتلا به بیماری‌های عصبی-عضلانی یافت شد. از سویی دیگر، راه رفتن به عنوان یک الگوی حرکتی بنیادین ممکن است در محیط‌ها و شرایط مختلف انجام شود. فعالیت‌های ورزشی و بازتوانی عموما در اماکنی با ویژگی‌های از پیش تعیین‌شده انجام می‌شود که یکی از این ویژگی‌ها کفپوش مناسب است. مطالعات نشان داده‌اند شروع و پایان راه رفتن بر سطوح مختلف و در شرایط متفاوت نیز موجب تغییر ویژگی‌های کینماتیکی و کینتیکی آن می‌گردد.[۱ و ۳] به همین دلیل در پژوهش‌های متعددی به طور خاص به تجزیه‌وتحلیل بیومکانیکی شروع و پایان ارادی و نیمه‌ارادی راه رفتن بر سطوح مختلف پرداخته شده‌است. با توجه به گستره یافته‌های حاصل از مطالعات در زمینه شروع و پایان راه رفتن مقالات مورد مطالعه به دو گروه اصلی، مقالات پیرامون پارامترهای بیومکانیکی شروع راه رفتن (جدول ۱) و مقالات پیرامون پارامترهای بیومکانیکی پایان راه رفتن (جدول ۲) دسته‌بندی شد.

جدول ۱: مقالات پیرامون پارامترهای بیومکانیکی شروع راه رفتن

نام نویسنده	سال انتشار	جامعه مورد مطالعه	متغیرهای مورد مطالعه	نتیجه پژوهش
Patchy et.al.	۱۹۹۷	افراد مسن نرمال و افراد مسنی که توان راه رفتن سریع ندارند	نیروی عکس‌العمل زمین	در گروه مبتلا ناتوانی در راه رفتن سریع نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی کوچکتر و جابجایی عمودی پا در شروع راه رفتن بیشتر بود، که بیانگر دشواری در شروع راه رفتن در این گروه می‌باشد[۴].
Delval et.al.	۲۰۰۶	افراد مبتلا به هانتینگتون	داده‌های فضایی زمانی گام، تغییرات زاویه‌ای مفاصل، مسیر و سرعت حرکت COP , COM در شروع ارادی و نیمه ارادی	بیماران در شروع ارادی با سختی بیشتری برای کنترل راستای قامت مواجه بودند[۵].
Ikeuchi et.al.	۲۰۰۷	افراد نرمال، افراد ناتوان (جراحی در ناحیه لگن) و افراد مسن	تغییرات معکوس COP در شروع راه رفتن	تغییرات COP در راستای ساجیتال در گروه مسن بیشتر از گروه نرمال بود ولی این تغییرات در راستای فرونتال در گروه جوان بیشتر از گروه مسن بود، همچنین تغییرات COP در صفحه ساجیتال در گروه نرمال کمتر از گروه ناتوان بود[۶].
Khoramymehr et.al.	۲۰۰۸	یک زن ۴۵ ساله مبتلا به هانتیگتون به مدت ۵ سال مورد مطالعه قرار گرفت.	زمان و شتاب حرکت در شروع راه رفتن	زمان شروع راه رفتن با پیشرفت بیماری افزایش یافت، همچنین کندی حرکات در شروع راه رفتن رابطه مستقیم با پیشرفت بیماری داشت[۷].
Wentink et.al.	۲۰۱۳	افراد دارای نقص عضو در اندام حرکتی	فعالیت عضلانی و داده‌های کینماتیکی گام در شروع راه رفتن	زمان برخورد پاشنه و کنده شدن پاشنه اندام پیشرو قابل تعیین با استفاده از سیستم EMG می باشد و این متغیرها با فاصله زمانی ۱۳۰ تا ۲۶۰ میلی ثانیه در اندام آمپوته روی می‌دهد. این فاصله زمانی برای کنترل پروتز در شروع راه رفتن ضروری است[۸].
Isaias et.al.	۲۰۱۴	افراد نرمال و افراد مبتلا به فلج پیشرونده	بردار COP-COM	بردار COP-COM به‌عنوان شاخص کنترل حرکت شناخته شد که در افراد نرمال از پایداری بیشتری برخوردار بود[۹].
Prinsen et.al.	۲۰۱۵	افراد نرمال و افراد دارای قطع عضو در اندام حرکتی	طول گام وزاویه بین COP و XCOM در شروع راه رفتن با سرعت دلخواه و سرعت بیشینه	در گروه نرمال زاویه بین COP و XCOM در سرعت نرمال بیش از سرعت بیشینه بود، همچنین در سرعت دلخواه این زاویه در گروه نرمال بیش از گروه دارای قطع عضو بود[۱۰].
Khanmohamadi et.al.	۲۰۱۶	افراد سالم جوان و سالمند	الگوی فعالیت عضلانی در شروع راه رفتن نیمه ارادی	گروه جوان و سالمند الگوی فعالیت عضلانی متفاوتی را در فازهای مختلف در شروع راه رفتن به کار گرفتند[۱۱].
Rajachandrakumar et. al.	۲۰۱۷	افراد مبتلا به اختلال حرکتی یک طرفه ناشی از سکته مغزی خفیف	تغییرات COP در راستای جانبی	با افزایش سرعت راه رفتن توان بازیابی راستای قامت کاهش یافت[۱۲].
Lu et. al.	۲۰۱۷	افراد نرمال دارای سنین ۲۰ تا ۷۰ سال	ویژگیهای فضایی زمانی بازیابی راستای قامت در بین سنین ۲۰ تا ۷۰ سال	به‌طور کلی برخی مولفه‌های فضایی زمانی بازیابی راستای قامت در برخی افراد شکل نمی‌گیرد، ولی گذر عمر تغییری در این ویژگی‌ها ایجاد نمی‌کند[۱۳].
Mizusawa et.al.	۲۰۱۷	افراد نرمال	فرایند کنترل حرکتی اولین گام و کنترل راستای قامت در شروع نیمه ارادی راه رفتن	کنترل راستای قامت و گام‌برداری یک فرایند دوگانه است[۱۴].
Shulman et.al.	۲۰۱۸	افراد نرمال زیر ۶۵ سال	ویژگیهای فضایی زمانی گام و سرعت COM	افراد مسن تر آهسته تر راه رفتند ولی سرعت هرگام بیشتر (کاهش زمان استنس) و طول آن کوتاهتر بود، همچنین BOS در این گروه کاهش یافت. در مجموع بیانگر افزایش احتمال سقوط در این گروه می‌باشد[۱۵].
Stansfield et.al.	۲۰۱۸	افراد بزرگسال سالم	ویژگیهای فضایی زمانی و کینماتیک حرکت در شروع راه رفتن	استراتژی‌های حرکتی متفاوتی در شروع راه رفتن با سرعت‌های کم و زیاد به‌کارگرفته شد[۱۶].

جدول ۲: مقالات پیرامون پارامترهای بیومکانیکی پایان راه رفتن

نام نویسنده	سال انتشار	جامعه مورد مطالعه	متغیرهای مورد مطالعه	نتیجه پژوهش
Lynch et. al.	۲۰۰۷	زنان و مردان نرمال	گشتاور مفاصل در پایان ارادی راه رفتن	گشتاور پلنتار فلکسورهای مچ پا، اکستنسورهای زانو و فلکسورهای لگن گشتاور رو به جلو پای پیشرو را کنترل می‌کنند، در حالی که اکستنسورهای زانو و فلکسورهای لگن انرژی پای دنباله‌رو را در همان زمان، پیش از توقف، کنترل می‌کنند.[۱۷]
Menant et. al.	۲۰۰۹	افراد نرمال جوان و مسن	زمان و مسافت توقف، BOS، طول و عرض گام در پایان نیمه‌ارادی راه رفتن روی انواع سطوح و با استفاده از کفش‌های گوناگون	افراد مسن‌تر به فاصله زمانی و مکانی بیشتری برای توقف نیاز داشتند. مسافت و زمان توقف روی سطح مرطوب برای هر دو گروه طولانی‌تر بود. مسافت و زمان توقف هنگام استفاده از کفی نرم برای هر دو گروه طولانی‌تر از هنگام استفاده از کفی استاندارد بود. استفاده از کفش ساق‌دار زمان توقف روی سطح مرطوب را کاهش داد.[۱۸]
Wikstorm et. al.	۲۰۱۲	افراد نرمال و افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا	استراتژی پایان ارادی و نیمه‌ارادی راه رفتن	استراتژی پایان راه رفتن در دو گروه نرمال و مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا مشابه بود.[۱۹]
Buckly et. al.	۲۰۱۳	افراد پس از تجربه ضربه مغزی	سرعت گام وبیشینه نیروهای محرکه و بازدارنده یک روز و ده روز پس از ضربه مغزی	تغییرات کوتاه‌مدت و بلندمدت در کنترل حرکت در پایان ارادی راه رفتن ایجاد شد.[۲۰]
Cameron et. al.	۲۰۱۳	افراد نرمال و افراد مبتلا به پارکینسون	پارامترهای فضایی زمانی پایان ارادی راه رفتن	پایان ارادی در گروه مبتلا به پارکینسون شامل تعداد گام و زمان بیشتری نسبت به گروه نرمال بود، ولی مسافت توقف یکسان بود. فعالیت حرکتی هم‌زمان موجب افزایش زمان توقف شد، ولی روی تعداد گام و مسافت توقف اثری نداشت.[۲۱]
Ridge et. al.	۲۰۱۳	نوجوانان بین ۱۱ تا ۱۷ ساله	کینماتیک و کینتیک پایان ارادی و نیمه‌ارادی راه رفتن	گشتاورهای مفصلی کافی تولیدشده در زمان کوتاه لازمه توقف سریع و ایمن در پایان راه رفتن می‌باشد.[۲۲]
Ryckewaert et. al.	۲۰۱۴	افراد نرمال	مسیر و سرعت تغییرات COP و COM در پایان راه رفتن	تغییرات مرکز فشار در طی مرحله‌ی پایانی راه رفتن به سه بخش تقسیم شد: در بخش اول مرکز فشار به سمت جلو در زیر پای سکون منتقل شد که ناشی از صدور فرمان حرکتی توقف می‌باشد. در بخش دوم مرکز فشار به سمت خارج حرکت کرد که ناشی از تطابق وضعیت بدنی برای بازیابی تعادل در مرحله‌ی پایانی راه رفتن است؛ و در بخش پایانی نیز مرکز فشار به محل اصلی خود بازمی‌گردد و فرد در وضعیت ایستا قرار می‌گیرد.[۲۳]
Roeing et. al.	۲۰۱۵	افراد نرمال و افراد مبتلا به MS	تعادل و کینماتیک حرکت در پایان راه رفتن	در حالت ایجاد اختلال شناختی سرعت پایان راه رفتن در هر دو گروه کاهش یافت. گروه مبتلا به MS از سرعت و تعادل کمتری برخوردار بودند.[۲۴]
Ridge et.al.	۲۰۱۶	نوجوانان بین ۱۱ تا ۱۷ ساله	کینماتیک و کینتیک پایان ارادی و نیمه‌ارادی راه رفتن سریع و با سرعت دلخواه	زاویه فلکشن زانو و گشتاور اکستنسوری زانو با افزایش سرعت راه رفتن افزایش یافت.[۲۵]

در هر یک از مراحل شروع و پایان راه رفتن تحلیل بیومکانیکی در دو بخش تحلیل کینماتیکی و کینتیکی قابل انجام است.[۲۶] شروع و پایان راه رفتن در افراد نرمال، افراد مبتلا به بیماری‌های مرتبط با حرکت و گروه‌های سنی مختلف، همچنین شروع و پایان راه رفتن در شرایط گوناگون مانند ارادی یا نیمه‌ارادی بودن حرکت، حرکت بر سطوح مختلف و استفاده از کفش و اورتزهای ویژه، مورد تجزیه‌وتحلیل قرار گرفته است.

بحث

به طور کلی تحلیل بیومکانیکی شروع و پایان راه رفتن از دو منظر کینتیکی و کینماتیکی انجام شده است. در نگاه اول متغیرهای مورد بررسی و ابزارهای اندازه‌گیری در هر یک از این دو بخش مستقل از یکدیگر به نظر می‌رسد، ولی در واقع بسیاری از متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی مربوط به الگوی راه رفتن وابسته به یکدیگر هستند و می‌توان از برخی برای دستیابی به تعدادی دیگر بهره برد.[۲۷] این دو مبحث وابسته به یکدیگر بوده و همواره یکی بر دیگری تاثیرگذار است، یا عامل تغییر در متغیرهای یک گروه از متغیرهای گروه دیگر می‌باشد. در نتیجه بحث پیرامون یافته‌های حاصل از مطالعه پژوهش‌های انجام‌شده در زمینه شروع و پایان راه رفتن، در راستای دو محور اصلی، پارامترهای کینماتیکی حرکت و پارامترهای کینتیکی حرکت، توامان ارائه خواهد شد. به طور رایج در بسیاری از پژوهش‌ها داده‌های

کینتیکی و کینماتیکی راه رفتن به ویژه در شروع و پایان راه رفتن با استفاده از ترکیبی از ابزارهای اندازه‌گیری بیومکانیکی به دست می‌آید، پارامترهای فضایی و زمانی گام، زوایای مفاصل و همچنین الگوی انقباض عضلانی و شدت انقباض هر عضله با استفاده از سیستم موشن آنالایزر و الکترومیوگراف حاصل می‌شود.[۲۸] صفحه نیروسنج یا فورس‌پلیت نیز یکی دیگر از ابزارهای تحلیل بیومکانیکی حرکت می‌باشد که داده‌های حاصل از آن مبین مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و تغییرات آنها و همچنین جابه‌جایی مرکز فشار می‌باشد و از مهمترین ابزارهای تحلیل کینتیکی راه رفتن به شمار می‌رود. در پژوهش‌هایی که پیرامون شروع و پایان راه رفتن انجام گرفته است، از داده‌های ثبت‌شده توسط فورس‌پلیت به منظور تعیین زمان دقیق شروع و پایان راه رفتن، زمان بازیابی تعادل و غیره نیز استفاده شده‌است.[۲۹] مطالعه و بررسی الگوی فعالیت عضلانی و تغییرات آن همراه با سایر پارامترهای کینماتیکی و کینتیکی مربوط به شروع و پایان راه رفتن مبین بسیاری از اختلالات، آسیب‌ها و همچنین پیشرفت در روند بهبود و درمان این اختلالات و آسیب‌ها می‌باشد. انسان برای شروع راه رفتن نیازمند فعالیت هماهنگ عضلات می‌باشد. افراد سالم در ابتدا عضله ساقی قدامی را فعال می‌کنند و فعالیت عضلات نعلی و دوقلو را مهار می‌کنند تا مرکز فشار به سمت خلف جابه‌جا شود و در نتیجه مرکز جرم در جهت قدامی شتاب پیدا کند. نیروی عکس‌العمل زمین در جهت قدامی افزایش می‌یابد تا گشتاور به سمت جلو تولید شود و به طور هم‌زمان عضلات دورکننده ران پای پیشرو مرکز فشار را به سمت جلوی این اندام جابه‌جا می‌کند. پیش از کنده شدن پاشنه پای پیشرو از زمین، مرکز جرم به سمت پای دنباله‌رو جابه‌جا می‌شود، پای پیشرو تخلیه بار می‌شود و سطح پایداری برای کنترل تعادل در حمایت تک‌پا فراهم می‌شود. فعال شدن عضله نعلی موجب تولید نیروی محرک پیش‌برنده در اندام پیشرو می‌شود و در نتیجه شتاب مرکز جرم در جهت جلو و داخل افزایش می‌یابد و راه‌رفتن آغاز می‌شود. این داده‌ها در تجزیه‌وتحلیل کینتیکی شروع و پایان راه رفتن از اهمیت ویژه‌ای برخوردارند. در این بخش به بحث پیرامون نتایج مطالعات انجام‌شده در زمینه شروع و پایان راه رفتن در شرایط مختلف، روی سطوح مختلف، در گروه‌های سنی متفاوت و افراد دارای ناهنجاری‌های اسکلتی–عضلانی و بیماری‌های مرتبط با حرکت پرداخته می‌شود.

شروع و پایان ارادی، نیمه‌ارادی و غیرارادی راه رفتن

یکی از پرتکرارترین فعالیت‌های بشر در زندگی روزمره شروع و پایان راه رفتن است که ممکن است با اراده فرد و با تصمیم قبلی انجام شود یا بسته به شرایط به طور ناگهانی و بدون برنامه و تصمیم قبلی بر اساس نیاز و شرایط پیش‌آمده انجام پذیرد.[۳۰] همچنین لازمه اجرای موفق بسیاری از تکنیک‌ها در شمار زیادی از فعالیت‌های ورزشی رقابتی و گروهی شروع و پایان‌های ناگهانی راه رفتن در میدان بازی است.[۳۱] از آنجا که حرکت‌های ناگهانی و به ویژه نیمه‌ارادی و غیرارادی ورزشکاران را در معرض بروز آسیب‌ها و صدمات ورزشی قرار می‌دهد، این نوع حرکت‌ها همواره مورد توجه محققین بوده و چگونگی اجرای بهینه آن در شرایط و گروه‌های مختلف به جهت کاهش احتمال بروز آسیب و همچنین برای طراحی تمرینات بازتوانی بر مبنای ویژگی‌های خاص حرکات نیمه‌ارادی و غیرارادی مورد تجزیه‌وتحلیل قرار گرفته است. موسوی و همکاران در پژوهشی به مقایسه عملکردی پارامترهای کینماتیکی شروع راه رفتن ارادی و غیرارادی پرداخته‌اند[۱]؛ تیموریان و همکاران نیز به بررسی نیروهای عکس‌العمل زمین، تغییرات مرکز فشار و مرکز جرم در پایان ارادی، نیمه‌ارادی و غیرارادی راه رفتن پرداخته‌اند. این پژوهش‌ها روی مردان جوان سالم انجام شده است. بررسی بیومکانیکی پایان ارادی، نیمه‌ارادی و غیرارادی بیانگر افزایش میزان اوج و میانگین نیروهای عکس‌العمل در پایان نیمه‌ارادی و غیرارادی نسبت به حالت ارادی می‌باشد که منجر به افزایش احتمال سقوط در این شرایط می‌شود.[۲] با توجه به اینکه سقوط یکی از عوامل عمده مسبب آسیب می‌باشد، به نظر می‌رسد ورزشکاران و افراد فعال به دلیل برخورداری از قدرت عضلانی بهتر و زمان عکس‌العمل کوتاه‌تر از مکانیسم‌های جبران برای پیشگری از سقوط و بروز آسیب بهره می‌برند. در پژوهش انجام‌شده توسط موسوی و همکاران، آزمودنی‌ها مردان جوان فعال، دارای فعالیت ورزشی منظم بودند. در شروع ارادی فرد خودش زمان شروع راه رفتن را انتخاب می‌کرد، ولی در کوشش‌های غیرارادی از دستگاه ایجاد اغتشاش استفاده می‌شد. نتایج نشان‌داد که به جز حرکت پلانتار فلکشن مچ پا که در هر دو وضعیت بدون تفاوت معنادار ثبت شده بود، فلکشن در مفاصل لگن و زانو در شروع راه رفتن غیرارادی افزایش یافت؛ ضمن اینکه در سایر پارامترهای فضایی زمانی نظیر سطح اتکا، زمان گام، زمان نوسان، زمان استقرار و زمان حمایت دوطرفه در شروع غیرارادی کاهش مشاهده شد.[۳] اگرچه آزمودنی‌ها در این پژوهش از فعالیت بدنی برخوردار بودند، نتایج بیانگر تفاوت در پارامترهای بیومکانیکی شروع ارادی و غیرارادی راه رفتن می‌باشد؛ لذا برای بررسی مکانیسم‌های جبرانی حرکت در افراد گشتاورهای ایجادشده در مفاصل مورد مطالعه قرار گرفت. لینچ و همکاران در پژوهشی که پیرامون گشتاور مفاصل در پایان ارادی راه رفتن روی زنان و مردان انجام دادند، مشاهده کردند گشتاور پلنتار فلکسورهای مچ پا، اکستنسورهای زانو و فلکسورهای لگن گشتاور رو به جلو پای پیشرو را کنترل می‌کند، در حالی که اکستنسورهای زانو و فلکسورهای لگن انرژی پای دنباله‌رو را در همان زمان، پیش از توقف، کنترل می‌کند.[۱۷] همچنین میف و همکاران نیز در پژوهشی به مدل‌سازی فرم چرخشی پا، مچ پا و زانو در راه رفتن نرمال، شروع و پایان راه رفتن افراد نرمال پرداختند. نتایج نشان داد فرم چرخشی پا، مچ پا و زانو در شروع راه رفتن در جهت فلکشن و در پایان راه رفتن در جهت اکستنشن می‌باشد. تعادل از مفاهیم مهم در مطالعات بیومکانیکی حرکت و به‌ویژه تجزیه‌وتحلیل

شروع و پایان راه رفتن می‌باشد.[۳۱] اگرچه تعادل در هر دو حالت ایستا و پویا لازمه حیات بشر و اداره امور ضروری و روزمره توسط شخص می‌باشد، بازیابی و حفظ تعادل پویا در شروع و پایان راه رفتن از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد و به همین سبب همواره مورد توجه محققین بوده و مطالعات و پژوهش‌های بسیاری پیرامون آن انجام گرفته است. از آنجا که در هنگام، شروع، پایان و یا تغییر جهت راه رفتن الگوی تکراری و پیوسته حرکت مختل شده و یک الگوی موقتی جایگزین می‌شود، انتقال از یک الگوی حرکت به دیگری موجب اختلال در تعادل فرد خواهد شد؛ از این رو، عدم بازیابی سریع تعادل و الگوی حرکت پایدار ممکن است عامل سقوط فرد در این برهه از حرکت شود. مطالعات در زمینه تعادل به شیوه‌های گوناگون و معمولا با استفاده از ترکیبی از سیستم‌های تجزیه‌وتحلیل بیومکانیکی انجام گرفته‌اند. مانسینی و همکاران به اعتبار و پایایی‌سنجی روش سنجش موقعیت بر پایه اینرسی[1] در مقایسه با استفاده هم‌زمان از موشن‌آنالایزر و فورس‌پلیت برای سنجش بازیابی تعادل پرداختند. نتایج این پژوهش نشان داد که پارامترهای ثبت‌شده از بازیابی اولیه راستای قامت و گام اول در شروع راه رفتن که از دو روش مختلف به دست آمده‌اند، دارای همبستگی کامل می‌باشد.[۳۲] از سویی دیگر، حفظ تعادل در هنگام کاهش سریع شتاب در پایان دویدن یکی از عوامل اساسی موفقیت در فعالیت‌های ورزشی می‌باشد. سزار و همکاران طی پژوهش‌هایی به بررسی تعادل پویا و تفاوت موقعیت عمودی و افقی مرکز جرم برای حفظ تعادل پویا در پایان نیمه‌ارادی دویدن در کودکان و جوانان پرداخته‌اند. در این پژوهش‌ها با بررسی استراتژی‌های به‌کارگرفته‌شده برای کنترل گشتاور حرکتی رو به جلو جهت پایان‌دادن به حرکت دویدن و بازیابی وضعیت اولیه قامت به عنوان عامل پیش‌بینی‌کننده سرعت و گشتاور رو به جلو، تعادل پویا مورد ارزیابی قرار گرفته است و نتایج نشان داد که موقعیت خلفی مرکز جرم قوی‌ترین پیش‌بینی‌کننده برای سرعت و گشتاور رو به جلو می‌باشد.[۳۳ و ۳۴] با توجه به این نتایج اهمیت تغییرات مرکز فشار و مرکز جرم واضح است؛ از این رو، ریکورت و همکاران در پژوهشی به بررسی بیومکانیکی تغییرات مرکز فشار در حین پایان ارادی راه رفتن پرداختند. در این مطالعه از آزمودنی‌ها که یک گروه ۱۳ نفره از افراد سالم بودند خواسته شد تا در طی یک مسیر مشخص راه بروند و در پایان آن بر روی فورس‌پلیت متوقف شوند. نتایج آنالیز داده‌های ثبت‌شده با استفاده از ترکیبی از دستگاه فورس‌پلیت و سیستم آنالیز حرکت نشان داد که دو گام آخر قبل از توقف، مرحله‌ی پایانی راه رفتن را تشکیل می‌دهند. تغییرات مرکز فشار در طی مرحله‌ی پایانی راه رفتن به سه بخش تقسیم شد. در بخش اول مرکز فشار به سمت جلو در زیر پای سکون منتقل شد که ناشی از صدور فرمان حرکتی توقف می‌باشد. در بخش دوم مرکز فشار به سمت خارج حرکت کرد که ناشی از تطابق وضعیت بدنی برای بازیابی تعادل در مرحله‌ی پایانی راه رفتن است و در بخش پایانی نیز مرکز فشار به محل اصلی خود بازمی‌گردد و فرد در وضعیت ایستا قرار می‌گیرد.[۳۳] نتایج پژوهشی که توسط لینچ و همکاران پیرامون بیومکانیک پایان ارادی راه رفتن انجام شد نیز نشان‌دهنده گشتاور نیرو در مفاصل اندام تحتانی در هر یک از مراحل جابه‌جایی مرکز فشار است که در پژوهش انجام‌شده توسط ریکورت و همکاران نیز بیان گردید. در این پژوهش کینتیک مفاصل با ترکیب داده‌های ثبت‌شده توسط فورس‌پلیت و سیستم آنالیز حرکت بررسی شده و با استفاده از دینامیک معکوس گشتاور نیرو در مفاصل مچ، زانو و لگن در هر دو پای راهنما و تکیه‌گاه تعیین شده است. نتایج نشان داد که پایان ارادی راه رفتن نیازمند عملکرد گشتاور نیرو در هر دو اندام تحتانی می‌باشد. پلنتار فلکسورهای مچ پا، اکستنسورهای زانو و فلکسورهای لگن گشتاور رو به جلو را در پای راهنما ایجاد می‌کنند، در حالی که اکستنسورهای زانو و فلکسورهای لگن در پای تکیه‌گاه انرژی را قبل از مرحله توقف کامل صرف می‌کنند.[۱۷] به طور خلاصه نتایج حاصل از پژوهش‌های مورد برررسی نشان می‌دهد که تغییرات مرکز جرم دارای نقش تعیین‌کننده در حفظ تعادل در تغییر از وضعیت ایستا به پویا، یا تغییر از وضعیت پویا به ایستا، در شروع و پایان راه‌رفتن می‌باشد.

شروع و پایان راه رفتن در سرعت‌های مختلف

سرعت از پارامترهای مهم تأثیرگذار بر الگوی حرکت راه رفتن می‌باشد؛ از این رو، پایان ارادی راه رفتن با سرعت‌های مختلف در پژوهش‌هایی مورد بررسی قرار گرفته است.[۳۵] ریج و همکاران در پژوهش‌هایی که روی نوجوانان ۱۱ تا ۱۷ ساله انجام دادند، به بررسی کینماتیک و کینتیک پایان ارادی و نیمه‌ارادی راه رفتن سریع و با سرعت دلخواه پرداختند. در هر دو پایان ارادی و نیمه‌ارادی زاویه فلکشن زانو و لگن و همچنین زاویه اکستنشن زانو به طور معناداری در راه رفتن سریع بیشتر از راه رفتن با سرعت دلخواه بود. سرعت گام‌برداری در پایان ارادی و نیمه‌ارادی راه رفتن مشابه بود. طول گام در راه رفتن طولانی‌تر از طول گام در مرحله پایانی بود. تنها در پایان نیمه‌ارادی سریع طول گام با طول آن در حالت راه رفتن یکسان بود. نتایج نشان داد گشتاورهای مفصلی کافی تولیدشده در زمان کوتاه لازمه توقف سریع و ایمن در پایان راه رفتن می‌باشد و زاویه فلکشن زانو و گشتاور اکستنسوری زانو با افزایش سرعت راه رفتن افزایش می‌یابد.[۲۵] استنسفیلد و همکاران نیز در پژوهشی به بررسی ویژگی‌های فضایی زمانی و کینماتیک حرکت در شروع راه رفتن با سرعت‌های مختلف پرداخت. نتایج این پژوهش که بر روی افراد بزرگسال سالم انجام شده بود، نشان داد استراتژی‌های حرکتی متفاوتی در شروع راه رفتن با سرعت‌های کم و زیاد به کار گرفته شده است.[۱۶] به طور خلاصه نتایج حاصل از پژوهش‌های مورد برررسی نشان می‌دهد که استراتژی‌های حرکتی و الگوهای انقباض عضلانی متفاوتی در شروع و پایان راه رفتن با سرعت‌های مختلف به کار گرفته می‌شود.

[1] IMU

شروع و پایان راه رفتن روی سطوح گوناگون

به طور طبیعی افراد در زندگی روزمره ناچار به راه رفتن بر سطوح گوناگون می‌باشند. بر اساس مطالعات انجام‌شده پارامترهای بیومکانیکی راه رفتن بسته به نوع سطح، نرمی، سختی و ضریب اصطکاک آن تغییر می‌کند.[۲۹] بسیاری از فعالیت‌های ورزشی محیط باز بر سطوح شیب‌دار انجام می‌شود. سالن‌های ورزشی و در برخی موارد مسیرهای مخصوص پیاده‌روی و ورزش در پارک‌ها و اماکن عمومی نیز بسته به هدف و نوع استفاده از آنها با کفپوش مناسب پوشش داده می‌شود. علاوه بر سختی و نرمی کفپوش‌ها که یک عامل تعیین‌کننده در انتخاب کفپوش است، بازتاب نیروی عکس‌العمل سطح و آسیب‌های ناشی از آن می‌باشد، همچنین ضریب اصطکاک سطح نیز باید مورد توجه قرار گیرد.[۳۶] عوامل متعددی نظیر کثرت استفاده از سطح، رطوبت یا آلودگی موجود در محیط ممکن است باعث تغییر در میزان اصطکاک سطح شود. منانت و همکاران پایان راه رفتن بر سطوح مختلف را مورد مطالعه قرار دادند. در این پژوهش از آزمودنی‌ها خواسته شد تا با سرعت دلخواه بر سه سطح نرمال، غیرنرمال و خیس راه بروند و پس از شنیدن فرمان توقف در حداقل زمان ممکن به راه رفتن پایان دهند. نتایج نشان داد که مسافت و زمان توقف، فاصله بین صدور فرمان توقف تا آخرین تماس پا با زمین، بر سطح خیس نسبت به سطوح خشک طولانی‌تر بود و به طور کلی پایان راه رفتن بر سطح خیس به مراتب مشکل‌تر بود.[۱۸] از سویی دیگر، یکی از محدودیت‌های زندگی امروز کوچکتر شدن فضاهای در دسترس اعم از محل سکونت و یا محیط‌های تفریحی و ورزشی می‌باشد. این محدودیت موجب شده تا بسیاری از افراد برای پیاده‌روی یا دویدن به استفاده از تردمیل روی آورند که می‌توان به این وسیله گونه‌ای از سطح راه رفتن را نسبت داد.[۳۷] رادمهر و همکاران در پژوهشی به مقایسه الگوی فعالیت عضلات منتخب تنه حین راه رفتن روی زمین و تردمیل پرداخته‌اند. در این مطالعه ۱۹ مرد در رده سنی ۲۰ تا ۴۰ ساله به عنوان آزمودنی شرکت کردند که از زندگی کم‌تحرکی برخوردار بودند. آزمودنی‌ها با سرعت ایده‌آل خود بر روی زمین و تردمیل راه رفتند. داده‌ها با استفاده از یک دستگاه الکترومیوگراف سطحی ۸ کاناله جمع‌آوری شد. نتایج نشان داد که مدت‌زمان انقباض عضلات راست شکمی، مایل خارجی شکم و عضلات اکستنسور ستون فقرات نظیر طویل پشتی و چندسر در هر چرخه راه رفتن روی زمین و تردمیل تفاوتی نداشت، ولی میانگین دامنه فعالیت عضلات راست شکمی، طویل پشتی و چندسر هنگام راه رفتن روی تردمیل بیشتر از هنگام راه رفتن روی زمین است.[۳۸] همچنین در برخی موارد تمرینات آماده‌سازی یا بازتوانی بر سطوح شیب‌دار و گاها روی تردمیل انجام می‌پذیرد.[۳۹] ویرا و همکاران نیز در پژوهشی به بررسی تغییرات مرکز فشار و مرکز جرم طی شروع راه رفتن روی سطح شیب‌دار پرداخته‌اند. در این تحقیق که با استفاده از دو صفحه نیروسنج در راستای افقی و با شیب ۸٪ نسبت به سطح افق انجام گرفته است، نتایج نشان داد که تغییرات مرکز فشار در راستای جانبی اندک بوده است، ولی در راستای قدامی–خلفی و تغییرات مرکز فشار قابل توجه بوده است.[۴۰] به طور خلاصه نتایج حاصل از پژوهش‌های مورد برررسی نشان می‌دهد که پارامترهای کینتیکی و کینماتیکی شروع و پایان راه رفتن روی سطوحی با ویژگی‌های مختلف متفاوت است؛ این نتیجه بیانگر اهمیت انتخاب سطوح مناسب جهت طراحی تمرینات ورزشی و بازتوانی می‌باشد.

شروع و پایان راه رفتن در سنین مختلف

از تحقیقات قدیمی انجام‌شده پیرامون راه رفتن سالمندان می‌توان به پژوهشی که توسط پتچی و همکاران انجام گرفته است، اشاره کرد. پتچی و همکاران در این پژوهش شروع راه رفتن در دو گروه سالمند سالم و سالمندانی که با گام‌های کوتاه‌تر از معمول راه می‌روند را مورد مطالعه و بررسی قرار دادند. نتایج بیانگر این بود که نیروی عمودی کمتر و اختلال در اندازه و جهت نیروهای قدامی–خلفی نشان‌دهنده سختی در شروع راه رفتن است. همچنین جابه‌جایی عمودی بیشتر پا و تثبیت مشکل‌تر آهنگ حرکت در گروه بیمار همبسته با اختلالات مشاهده‌شده در نیروی عکس‌العمل زمین بود که این اختلالات را به عدم هماهنگی و اختلال در همکاری هم‌زمان عضلات اندام تحتانی نسبت دادند.[۴] شالمن و همکاران نشان دادند که افراد مسن‌تر آهسته‌تر راه رفتند، ولی سرعت هر گام بیشتر (کاهش زمان استنس) و طول آن کوتاه‌تر بود، همچنین BOS در این گروه کاهش یافت. در مجموع نتایج بیانگر افزایش احتمال سقوط در گروه سالمندان دارای گام کوتاه‌تر می‌باشد.[۱۵] از آنجا که بردارهای مرکز فشار و مرکز جرم به عنوان دو پارامتر توصیف‌کننده اختلالات شروع راه رفتن همواره مورد توجه محققین بوده است[۳۱]، خان‌محمدی و همکاران در پژوهشی به بررسی الگوی فعالیت عضلانی در شروع راه رفتن نیمه‌ارادی در دو گروه افراد سالم جوان و سالمند پرداختند. نتایج نشان داد گروه جوان و سالمند الگوی فعالیت عضلانی متفاوتی را در فازهای مختلف در شروع راه رفتن به کار گرفتند.[۱۱] همچنین خان‌محمدی و همکاران در این پژوهش به بررسی اعتبار نمودار مرکز فشار در شروع راه رفتن سالمندان پرداخته‌اند. در این تحقیق هدف تعیین تعداد آزمون‌های مورد نیاز برای دسترسی به نمودار مرکز فشار معتبر می‌باشد. نتایج نشان‌داد که حداکثر با انجام پنج آزمون نمودار مرکز فشار معتبر در راستای قدامی–خلفی و راستای جانبی حاصل می‌شود. از آنجا که اغلب در پژوهش روی گروه‌هایی نظیر سالمندان و بیماران همواره با محدودیت‌هایی مواجه هستیم، تعمیم نتایج این پژوهش در بسیاری موارد راهگشا خواهد بود.[۱۱] ایکوچی و همکاران نیز در پژوهشی به تجزیه‌وتحلیل تغییرات و نوسانات مرکز فشار در شروع راه رفتن در بین افراد نرمال، ناتوان و سالمند پرداخته‌اند. نتایج این بررسی‌ها نشان داد تغییرات مرکز فشار در صفحه ساجیتال، در افراد جوان سالم بیشتر از افراد

سالمند و ناتوان است، در حالی که تغییرات مرکز فشار در صفحه فرونتال، در گروه سالمند و ناتوان بیشتر از گروه جوان و سالم است. همچنین نتایج پژوهش نشان داد که تغییرات مرکز فشار مشاهده‌شده در جهات دیگر نیز در سالمندان بیشتر است.[۶] با توجه به نتایج حاصل از پژوهش‌های ذکرشده و سایر پژوهش‌های مطالعه‌شده در این زمینه می‌توان گفت جابه‌جایی مرکز فشار در جهات مختلف در شروع راه رفتن یکی از عوامل اختلال در بازیابی تعادل در انتقال از حالت ایستا به حالت پویا در شروع راه رفتن می‌باشد.[۲] همچنین لو و همکاران در پژوهشی نشان دادند که در شروع راه رفتن به دلیل انتقال از حالت باثبات ایستاده به حالت حرکت رو به جلو بازیابی تعادل شامل یک فرآیند پیچیده دارای چهار مولفه اصلی است که مرکز جرم را به سمت جلو و به سمت اندام حمایتی ابتدایی در فاز حمایت یک-گانه پیش می‌برد. این مولفه‌ها شامل بارگذاری بر پای راهنمای گام اول، برداشتن بار از پای حالت سکون ابتدایی و چرخش مرکز فشار به سمت خلف و جانب (به سمت پای راهنما) می‌باشد. در این پژوهش که روی ۱۵۷ آزمودنی در سنین ۲۰ تا ۷۹ سال انجام شد، احتمال بروز، اندازه و زمان این مولفه‌ها و چگونگی تغییر آنها در طول زندگی مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان داد که فرآیند بازیابی تعادل با گذر سن تغییر نمی‌کند.[۱۳] از سویی دیگر، نتایج پژوهش منانت پیرامون پایان سریع راه رفتن در گروه‌های سنی مختلف نشان داد که در آزمودنی‌های مسن‌تر زمان توقف، فاصله زمانی بین صدور فرمان توقف تا آخرین تماس پا با سطح، طولانی‌تر و در عین حال مسافت طی-شده در این مدت کوتاه‌تر بود.[۱۸] این تغییرات را نیز می‌توان از راهکارهای بازیابی تعادل برشمرد. دلول در پژوهشی به تجزیه‌وتحلیل داده‌های فضایی زمانی گام، تغییرات زاویه‌ای مفاصل، مسیر و سرعت حرکت COP, COM در شروع ارادی و نیمه‌ارادی در افراد مبتلا به هانتینگتون پرداخته است. نتایج نشان داد بیماران در شروع ارادی با سختی بیشتری برای کنترل راستای قامت مواجه بودند.[۵] راجاچاندراکاپور در مطالعه‌ای به بررسی تغییرات COP در راستای جانبی، در افراد مبتلا به اختلال حرکتی یک‌طرفه ناشی از سکته مغزی خفیف پرداخت. نتایج نشان داد با افزایش سرعت راه رفتن توان بازیابی راستای قامت در شروع راه رفتن کاهش یافت.[۱۲] می‌توان گفت این نتیجه ناشی از وابستگی فرآیند کنترل راستای قامت و گام‌برداری است که در تحقیقی که توسط میزوساوا و همکاران پیرامون فرآیند کنترل حرکتی اولین گام و کنترل راستای قامت در شروع نیمه‌ارادی راه رفتن بر روی افراد نرمال انجام گرفته است نیز مورد تایید قرار گرفته است. نتایج پژوهش میزوساوا و همکاران نشان داد کنترل راستای قامت و گام‌برداری یک فرآیند دوگانه است.[۱۴]

شروع و پایان راه رفتن در افراد مبتلا به اختلالات اسکلتی، عضلانی و عصبی

روئیگ و همکاران در پژوهشی به بررسی تعادل و کینماتیک حرکت در پایان راه رفتن افراد نرمال و افراد مبتلا به MS پرداختند. نتایج نشان داد در حالت ایجاد اختلال شناختی سرعت پایان راه رفتن در هر دو گروه کاهش یافت. گروه مبتلا به MS در پایان راه رفتن از سرعت و تعادل کمتری نسبت به گروه نرمال برخوردار بودند.[۲۴] بوکلی و همکاران در پژوهشی به بررسی سرعت گام و بیشینه نیروهای محرکه و بازدارنده افراد یک روز و ده روز پس از ضربه مغزی پرداختند. نتایج نشان داد تغییرات کوتاه‌مدت و بلندمدت در کنترل حرکت در پایان ارادی راه رفتن پس از بروز ضربه مغزی ایجاد شده است.[۲۰] پارکینسون از جمله بیماری‌های عصبی است که حرکت و به‌ویژه راه رفتن را تحت تأثیر قرار می‌دهد. آلفوت و همکاران طی پژوهشی نشان دادند که فاصله بین COP و COM که به عنوان بازتابی از کنترل حرکت شناخته شده است، در بیماران مبتلا به پارکینسون با توجه به شدت بیماری و سن آنها متفاوت است.[۴۲] آیزایس و همکاران نیز نشان دادند که علاوه بر فاصله جهت بردار ارتباط‌دهنده COP به COM نیز می‌تواند عامل تعیین‌کننده‌ای در کنترل حرکت باشد. در واقع این بردار بیانگر جهت شتاب COM می‌باشد. همچنین بر اساس مدل پاندول معکوس بزرگی آن همبسته با بزرگی شتاب حرکت می‌باشد. در این پژوهش تلاش شده است تا بردار COP-COM در زمان کنده شدن پنجه پای پیشرو از زمین، زمانی که وزن بدن بر یک پا تحمیل می‌شود، مورد تجزیه‌وتحلیل قرار بگیرد. نتایج بیانگر این بود که بردار COP-COM در فاز نوسان شروع راه رفتن یک پارامتر مهم در تشخیص اختلال کنترل حرکت می‌باشد. این بردار در افراد سالم تقریبا ثابت است و در بیماران کاملا همبسته با شدت بیماری تغییر می‌کند. از سویی دیگر، مفهوم بیومکانیکی این بردار کاملا ساده و نشان‌دهنده جهت و بزرگی شتاب COM در شروع مرحله نوسان می‌باشد.[۹] کامرون و همکاران در پژوهشی به بررسی پایان ارادی راه رفتن در بیماران مبتلا به پارکینسون پرداختند. در این پژوهش ۱۴ آزمودنی مبتلا به پارکینسون و ۱۴ آزمودنی سالم (گروه کنترل) در ۴ کوشش راه رفتن شرکت کردند که شامل راه رفتن نرمال، راه رفتن به همراه یک فعالیت حرکتی دیگر، پایان ارادی راه رفتن و پایان ارادی راه رفتن به همراه انجام یک فعالیت حرکتی دیگر بود. نتایج نشان داد که آزمودنی‌های مبتلا به پارکینسون دارای طول گام کوتاه‌تر و سرعت کمتر بودند، اما تعداد گام‌ها در واحد زمان برابر بود. هر دو گروه هنگام انجام یک فعالیت حرکتی همراه، سرعت و طول گام را کاهش دادند. هنگام توقف ارادی آزمودنی‌های مبتلا به پارکینسون از تعداد گام و زمان بیشتری استفاده کردند، ولی هر دو گروه پس از طی مسافت یکسان متوقف شدند و وجود یک فعالیت حرکتی همراه زمان توقف را در هر دو گروه افزایش داد.[۲۱] بیماری دیگری که به عنوان یکی از عوامل اختلال حرکتی و به‌ویژه اختلال در شروع راه رفتن افراد شناخته شده است، هانتینگتون می‌باشد؛ از این رو، دلول و همکاران به مطالعه شروع ارادی و نیمه‌ارادی راه رفتن در بیماران مبتلا به هانتینگتون پرداختند. در این پژوهش پارامترهای مربوط به دو گام اول برداشته‌شده توسط دو گروه بیمار و کنترل توسط سیستم آنالیز

حرکت و فورس‌پلیت ثبت شد. ارزیابی پارامترهای زاویه‌ای مانند دامنه حرکتی مفاصل، پارامترهای کینتیکی مانند مسیر حرکت COP و یا سرعت و مسیر حرکت COM و پارامترهای کینماتیکی و فضایی و زمانی مانند سرعت، طول و مدت زمان دو گام اول نشان داد که بیماران در شروع ارادی نسبت به شروع نیمه‌ارادی با سختی بیشتری مواجه بودند.[۵] همچنین نتایج مطالعه دلول و همکاران بیانگر اختلال بیشتر بازیابی راستایی اولیه قامت در شروع ارادی و نیمه‌ارادی راه رفتن در بیمار مبتلا به هانتینگتون نسبت به گروه سالم می‌باشد. همچنین کاهش سرعت و دامنه حرکتی نیز در شروع راه رفتن گروه بیمار مشاهده شد.[۵] خرمی‌مهر و همکاران در پژوهشی یک زن ۴۵ ساله مبتلا به هانتیگتون را به مدت ۵ سال مورد مطالعه قرار دادند. بررسی زمان و شتاب حرکت در شروع راه رفتن این فرد در طی ۵ سال نشان داد زمان شروع راه رفتن با پیشرفت بیماری افزایش یافت، همچنین هایپوکینزیا در شروع راه رفتن رابطه مستقیم با پیشرفت بیماری داشت. نتایج این پژوهش نشان داد که زمان شروع راه رفتن در بیماران مبتلا به هانتینگتون با افزایش شدت بیماری افزایش می‌یابد.[۷] به طور خلاصه می‌توان گفت سالمندان و افراد مبتلا به اختلالات اسکلتی–عضلانی تغییرات و جابه‌جایی‌های بیشتر نیروی عکس‌العمل زمین را در حین شروع و پایان راه رفتن تجربه می‌کنند؛ از این رو، دارای طول گام کوتاه‌تر و زمان بازیابی تعادل طولانی‌تری هستند. آزمودنی‌های مبتلا به پارکینسون دارای طول گام کوتاه‌تر و سرعت کمتر هستند، اما تعداد گام‌ها در واحد زمان برابر است. هنگام توقف ارادی آزمودنی‌های مبتلا به پارکینسون از تعداد گام و زمان بیشتری بهره می‌برند.[۲۲] افراد مبتلا به پارکینسون برای پایان نیمه‌ارادی راه رفتن از استراتژی متفاوتی نسبت به پایان ارادی بهره می‌بردند و نسبت به افراد نرمال در پایان راه رفتن یک گام بیشتر برمی‌داشتند. همچنین اگرچه الگوی فعالیت عضلانی افراد مبتلا به پارکینسون در پایان راه رفتن مشابه افراد عادی است، اما شدت انقباض عضلانی در این افراد در پایان نیمه‌ارادی کمتر است.[۳۵] به طور خلاصه بازیابی تعادل در شروع و پایان راه رفتن در بیماران مبتلا به اختلالات اسکلتی–عضلانی نسبت به افراد سالم با اختلالات بیشتری همراه می‌باشد؛ از این رو، استفاده از مکانیسم‌های جبرانی مثل کاهش طول و سرعت گام در این گروه مشاهده می‌شود. ایکوچی و همکاران در پژوهشی به بررسی تغییرات معکوس COP در شروع راه رفتن در بین افراد جوان و سالمند سالم و افرادی با سابقه جراحی در ناحیه لگن پرداخته‌اند. نتایج نشان داد تغییرات COP در راستای ساجیتال در گروه مسن بیشتر از گروه جوان بود، ولی این تغییرات در راستای فرونتال در گروه جوان بیشتر از گروه مسن بود. همچنین تغییرات COP در صفحه ساجیتال در گروه دارای سابقه جراحی در ناحیه لگن بیش از گروه نرمال بود.[۶] ایزایاس و همکاران نیز در پژوهشی به بررسی بردار COP-COM در افراد نرمال و افراد مبتلا به فلج پیشرونده پرداختند. نتایج نشان داد که می‌توان از بردار COP-COM به عنوان شاخص کنترل حرکت استفاده نمود که در افراد نرمال از پایداری بیشتری نسبت به افراد مبتلا به فلج پیشرونده برخوردار است.[۹] از سویی دیگر، در پژوهشی که توسط ویکستروم و همکاران پیرامون استراتژی پایان ارادی و نیمه‌ارادی راه رفتن روی افراد نرمال و افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا انجام شد، استراتژی پایان راه رفتن در دو گروه نرمال و مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا مشابه بود که نشان‌دهنده عدم تاثیر بی‌ثباتی مچ پا بر استراتژی حرکت است.[۱۹] ونتینک و همکاران در پژوهشی بر روی افراد دارای نقص عضو در اندام حرکتی به تجزیه‌وتحلیل فعالیت عضلانی و داده‌های کینماتیکی گام در شروع راه رفتن پرداخته‌اند. نتایج این پژوهش نشان داد که زمان برخورد پاشنه و کنده شدن پاشنه اندام پیشرو قابل تعیین با استفاده از سیستم الکترومایوگرافی[۲] می‌باشد و این متغیرها با فاصله زمانی ۱۳۰ تا ۲۶۰ میلی‌ثانیه در اندام آمپوته روی می‌دهد. این فاصله زمانی برای کنترل پروتز در شروع راه رفتن ضروری است.[۸] پرینسن در پژوهش دیگری بر روی افراد نرمال و افراد دارای قطع عضو در اندام حرکتی به تجزیه‌وتحلیل طول گام و زاویه بین COP و XCOM در سطح فرونتال در شروع راه رفتن با سرعت دلخواه و سرعت بیشینه پرداخته است. نتایج نشان داد در سرعت دلخواه این زاویه در گروه نرمال بیش از گروه دارای قطع عضو بود، همچنین در گروه نرمال زاویه بین COP و XCOM در سطح فرونتال در سرعت نرمال بیش از سرعت بیشینه بود.[۱۰]

نتیجه‌گیری

به طور خلاصه می‌توان گفت سالمندان و افراد مبتلا به اختلالات اسکلتی–عضلانی، تغییرات و جابه‌جایی‌های بیشتر نیروی عکس‌العمل زمین را در حین شروع و پایان راه رفتن تجربه می‌کنند؛ از این رو، دارای طول گام کوتاه‌تر و زمان بازیابی تعادل طولانی‌تری هستند. افراد مبتلا به اختلالات یا بیماری‌های اسکلتی–عضلانی در شروع ارادی راه رفتن با سختی بیشتری برای کنترل راستای قامت مواجه هستند. به طور خلاصه بازیابی تعادل در شروع و پایان راه رفتن در این گروه نسبت به افراد سالم با اختلالات بیشتری همراه می‌باشد؛ بنابراین، استفاده از مکانیسم‌های جبرانی مثل کاهش طول و سرعت گام در این گروه مشاهده می‌شود. اگرچه استراتژی‌های حرکتی متفاوتی در شروع راه رفتن با سرعت‌های کم و زیاد به کار گرفته می‌شود و همواره گروه جوان و سالمند الگوی فعالیت عضلانی متفاوتی را در فازهای مختلف در شروع راه رفتن به کار می‌گیرند، به نظر می‌رسد ورزشکاران و افراد فعال به دلیل برخورداری از قدرت عضلانی بهتر و زمان عکس‌العمل کوتاه‌تر از مکانیسم‌های جبران برای پیشگری از سقوط و بروز آسیب بهره می‌برند. با توجه به کلیه مطالعات انجام‌شده می‌توان گفت شروع و پایان راه رفتن دارای ویژگی‌های کینماتیکی و کینتیکی متفاوتی در شرایط ارادی، نیمه‌ارادی و غیرارادی، هنگام حرکت بر

[2] EMG

سطوح مختلف و با سرعت‌های گوناگون هستند. همچنین شروع و پایان راه رفتن در افراد با سنین مختلف و یا افراد مبتلا به اختلالات و بیماری‌های اسکلتی-عضلانی دارای ویژگی‌های کینماتیکی و کینتیکی متفاوتی می‌باشد.

منابع

1. Mousavi SK, Sadeghi H, TabatabaiiGhomsheh SF. Functional Comparison between Kinematic Parameters in Voluntary and Involuntary Gait Initiation in Active Male. Journal of Modern Rehabilitation. 2013;7[3]:62-8.
2. Teymourian B, Sadeghi H, Shariatzade joneydi M. Comparison of Ground Reaction Forces, Center of Pressure and Body Center of Mass Changes in the Voluntary, Semi-Voluntary and Involuntary Gait Termination in Healthy Young Men. Journal of Sport Biomechanics. 2016;1[3]:43-52.
3. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. Clinical Biomechanics. 1998;13[6]:434-40.
4. Patchay S, Gahery Y, Serratrice G. Gait initiation and impairments of ground reaction forces as illustrated in old age by `La marche à petits pas'. Neuroscience Letters. 1997;236[3]:143-6.
5. Delval A, Tard C, Defebvre L. Gait initiation and attention. Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology. 2017;47[3]:197-8.
6. Ikeuchi H, Ohira T, Higuchi K, Komatsu Y, Yamada K. Analisys of COP Fluctuation in Gait Initiation among Normal, Disable and Elder. Journal of Biomechanics. 2007;40:S519.
7. Khorramymehr S, Yasrebi B, Leilnahari K. P023 Gait initiation analysis of a patient with Huntington's disease using wearable sensors for acceleration: a case study. Gait & Posture. 2008;28:S63.
8. Wentink EC, Schut VGH, Prinsen EC, Rietman JS, Veltink PH. Detection of the onset of gait initiation using kinematic sensors and EMG in transfemoral amputees. Gait & Posture. 2014;39[1]:391-6.
9. Isaias IU, Dipaola M, Marzegan A, Frigo CA. The center of pressure—Center of mass vector as a parameter to characterize gait initiation impairments. Gait & Posture. 2014;40:S10-S1.
10. Prinsen EC, Nederhand MJ, Rietman HJ. Decoupling the extrapolated centre of mass [XCoM] and centre of pressure [CoP] during gait initiation. Introduction of a new variable. Gait & Posture. 2015;42:S75-S6.
11. Khanmohammadi R, Talebian S, Hadian MR, Olyaei G, Bagheri H. Characteristic muscle activity patterns during gait initiation in the healthy younger and older adults. Gait & Posture. 2016;43:148-53.
12. Rajachandrakumar R, Fraser JE, Schinkel-Ivy A, Inness EL, Biasin L, Brunton K, et al. Atypical anticipatory postural adjustments during gait initiation among individuals with sub-acute stroke. Gait & Posture. 2017;52:325-31.
13. Lu C, Amundsen HuffmasterSL, Harvey JC, MacKinnon CD. Anticipatory postural adjustment patterns during gait initiation across the adult lifespan. Gait & Posture. 2017;57:182-7.
14. Mizusawa H, Jono Y, Iwata Y, Kinoshita A, Hiraoka K. Processes of anticipatory postural adjustment and step movement of gait initiation. Human Movement Science. 2017;52:1-16.
15. Shulman D, Spencer A, Vallis LA. Age-related alterations in reactive stepping following unexpected mediolateral perturbations during gait initiation. Gait & Posture. 2018;64:130-4.
16. Stansfield B, Hawkins K, Adams S, Church D. Spatiotemporal and kinematic characteristics of gait initiation across a wide speed range. Gait & Posture. 2018;61:331-8.
17. Lynch J, Robertson DGE. BIOMECHANICS OF PLANNED GAIT TERMINATION. Journal of Biomechanics. 2007;40:S500
18. Menant JC, Steele JR, Menz HB, Munro BJ, Lord SR. Rapid gait termination: Effects of age, walking surfaces and footwear characteristics. Gait & Posture. 2009;30[1]:65-70.
19. Wikstrom EA, Hass CJ. Gait termination strategies differ between those with and without ankle instability. Clinical Biomechanics. 2012;27[6]:619-24
20. Buckley TA, Munkasy BA, Tapia-Lovler TG, Wikstrom EA. Altered gait termination strategies following a concussion. Gait & Posture. 2013;38[3]:549-5.
21. Cameron D, Murphy A, Morris ME, Raghav S, Iansek R. Planned stopping in people with Parkinson. Parkinsonism & Related Disorders. 2010;16[3]:191-6.
22. Ridge ST, Henley J, Manal K, Miller F, Richards JG. Kinematic and kinetic analysis of planned and unplanned gait termination in children. Gait & Posture. 2013;37[2]:78-82.
23. Ryckewaert G, Delval A, Bleuse S, Blatt JL, Defebvre L. Biomechanical mechanisms and centre of pressure trajectory during planned gait termination. NeurophysiologieClinique/Clinical Neurophysiology. 2014;44[2]:227-33.
24. Roeing KL, Moon Y, Sosnoff JJ. Unplanned gait termination in individuals with multiple sclerosis. Gait & Posture. 2017;53:168-72.

25. Ridge ST, Henley J, Manal K, Miller F, Richards JG. Biomechanical analysis of gait termination in 11–17year old youth at preferred and fast walking speeds. Human Movement Science. 2016;49:178-85.
26. Watt JR, Franz JR, Jackson K, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. Clinical Biomechanics. 2010;25[5]:444-9.
27. Frigo C, Crenna P. Multichannel SEMG in clinical gait analysis: A review and state-of-the-art. Clinical Biomechanics. 2009;24[3]:236-45پ.
28. Bovi G, Rabuffetti M, Mazzoleni P, Ferrarin M. A multiple-task gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects. Gait & Posture.2011;33[1]:6-13.
29. Jian Y, Winter DA, Ishac MG, Gilchrist L. Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. Gait & Posture. 1993;1[1]:9-22.
30. Tirosh O, Sparrow WA. Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait termination. Gait & Posture. 2005;21[3]:279-88.
31. Perry SD, Santos LC, Patla AE. Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass [COM] during gait termination. Brain Research. 2001;913[1]:27-34.
32. O'Kane FW, McGibbonCA, Krebs DE. Kinetic analysis of planned gait termination in healthy subjects and patients with balance disorders. Gait & Posture. 2003;17[2]:170-9.
33. Cesar GM, Sigward SM. Dynamic stability during running gait termination: Differences in strategies between children and adults to control forward momentum. Human Movement Science. 2015;43:138-45.
34. Cesar GM, Sigward SM. Dynamic stability during running gait termination: Predictors for successful control of forward momentum in children and adults. HumanMovement Science. 2016;48:37-43.
35. Bishop M, Brunt D, Marjama-Lyons J. Do people with Parkinson's disease change strategy during unplanned gait termination? Neuroscience Letters. 2006;397[3]:240-4.
36. Wearing SC, Reed LF, Urry SR. Agreement between temporal and spatial gait parameters from an instrumented walkway and treadmill system at matched walking speed. Gait & Posture. 2013;38[3]:380-4.
37. Tulchin K, Orendurff M, Karol L. A comparison of multi-segment foot kinematics during level overground andtreadmill walking. Gait & Posture. 2010;31[1]:104-8.
38. Radmehr G, Mazaheri R, Sanjari MA, Halabchi F, Mansournia MA. Comparison of activation pattern of selected trunk muscles during over ground and treadmill walking. Modern Rehabilitation. 2013;6[4].
39. Chockalingam N, Chatterley F, Healy AC, Greenhalgh A, Branthwaite HR. Comparison of pelvic complex kinematics during treadmill and overground walking. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2012;93[12]:2302-8.
40. Vieira MF, de Brito AA, Lehnen GC, Rodrigues FB. Center of pressure and center of mass behavior during gait initiation on inclined surfaces: A statistical parametric mapping analysis. Journal of Biomechanics. 2017;56:10-8.
41. Riley PO, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, KerriganDC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. Gait & Posture. 2007;26[1]:17-24.
42. Alfuth M. Textured and stimulating insoles for balance and gait impairments in patients with multiple sclerosis and Parkinson’s disease: A systematic review and meta-analysis. Gait & Posture. 2017;51:132-41.