10.22037/jrm.2019.111966.2134 Review Article

Effect of Changes of Upper Extremity Pattern Movements on Biomechanical Variables of Gait: A Systematic Review

Razieh Yousefian Molla*[1], Heydar Sdeghi[2, 3]

1. PhD Student, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Islamic Azad University of Central Tehran Branch, Tehran, Iran
2. PhD, Full professor, Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Full Professor, kinesiology Research institution, Kharazmi University, Tehran, Iran

Received: 2019.June.03 Revised: 2019.July.13 Accepted: 2019.August..10 Published Online: 2019.September.02

ABSTRACT

Background and Aims: Arm Swing during gait is proven as an interaction tool between arms, legs, and trunk, and has important implications for the normal gait pattern in the lower extremity. The aim of the present study was to investigate the effect of changes in upper limb movement pattern on gait biomechanical variables.

Materials and Methods: The scientific database, including Scopus, PubMed, Google Scholar, Ovid, Science Direct, ProQuest, Mesh, DOAJ, Medline, and Clinical Key, were searched for the studies with relevant keywords published from 1990 to 2019. The researches were selected based on the inclusion and exclusion criteria.

Results: Findings of the present study indicated that changes in upper extremity patterns have different effects on kinematics, Spatio temporal, and kinetic variables of gait.

Conclusion: The variables related to velocity, frequency, and step length in relation to kinematic and Spatio temporal domains as well as torque variable in kinetic domain changed the most when these patterns changed.

Keywords: Upper limb pattern movement; Biomechanical variables; Gait

How to cite this article: Razieh Yousefian Molla, Heydar Sadeghi. Effect of changes of upper extremity pattern movements on biomechanical variables of gait: A Review. J Rehab Med. 2020; 9(2):298-310.

*Corresponding Author: Razieh Yousefian Molla. PhD Student, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Islamic Azad University of Central Tehran Branch, Tehran, Iran
Email: Raziehyousefian@yahoo.com

مقاله موردی
10.22037/jrm.2019.111966.2134

تاثیر تغییرات الگوی حرکتی اندام فوقانی بر متغیرهای بیومکانیکی راه رفتن (مطالعه مروری)

راضیه یوسفیان ملا[1*]، حیدر صادقی[2،3]

۱. دانشجوی دکترای بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران
۲. استادتمام، بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استادتمام، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۰۳/۱۳ **بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۴/۲۲** **پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۵/۱۹**

چکیده

مقدمه و اهداف: نوسان اندام فوقانی در حین راه رفتن به عنوان عاملی تعاملی بین دست‌ها، پاها و تنه به اثبات رسیده است و دارای تاثیرات مهمی بر الگوی طبیعی راه رفتن اندام تحتانی می‌باشد. هدف از تحقیق حاضر، بررسی تاثیر تغییرات الگوی حرکتی اندام فوقانی بر متغیرهای بیومکانیکی راه رفتن بوده است.

مواد و روش‌ها: مطالعه حاضر به وسیله بررسی پایگاه‌های Scopus، PubMed، Google Scholar، Ovid، Science Direct، ProQuest، Mesh، DOAJ، Medline، Clinical Key در بازه زمانی ۱۹۹۰ تا ۲۰۱۹، با استفاده از واژگان مرتبط با موضوع انجام‌شده و مقالات با توجه به معیارهای ورود و خروج انتخاب گردیدند.

یافته‌ها: یافته‌های تحقیق حاضر حاکی از این بود که تغییر الگوهای اندام فوقانی تاثیرات متفاوتی بر متغیرهای کینماتیکی، فضایی زمانی و کینتیکی راه رفتن دارد.

نتیجه‌گیری: متغیرهای مربوط به فرکانس و طول گام و سرعت در ارتباط با حیطه‌های کینماتیکی و فضایی زمانی و نیز متغیر گشتاور در حوزه کینتیک بیشترین تغییرات را در هنگام تغییر این الگوها نشان می‌دهد.

واژه‌های کلیدی: الگوی حرکتی اندام فوقانی؛ متغیرهای بیومکانیکی؛ راه رفتن

نویسنده مسئول: راضیه یوسفیان ملا، دانشجوی دکترای بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران
آدرس ایمیل: Raziehyousefian@yahoo.com

مقدمه و اهداف

راه رفتن روش یا راهی است که فرد توسط اندام تحتانی خود از یک مکان به مکان دیگر می‌رود.[۱، ۲] به‌طورکلی، راه رفتن انسان را به صورت چرخه گیت می‌شناسند و این چرخه شامل الگوی مداومی است که با برخورد پاشنه یک پا با زمین آغاز و سپس با برخورد مجدد پاشنه همان پا با زمین کامل می‌شود.[۳] یک چرخه راه رفتن خود از دو مرحله اصلی زمانی تشکیل شده است که در یک مرحله آن پای مورد نظر یا مرجع بر روی زمین قرار گرفته (فاز استنس) و به دنبال آن در مرحله دوم، از زمین بلند می‌شود و در فضا نوسان می‌یابد (فاز سوئینگ).[۳] فاز استنس حدود ۶۰٪ از گیت و فاز سوئینگ حدود ۴۰٪ آن را برعهده دارد.[۳] هر کدام از این دو مرحله یادشده گیت به‌خودی‌خود به مراحل و جزئیات مختلفی تقسیم می‌شوند؛ بدین‌صورت که مرحله استنس شامل پنج بخش یعنی : ۱- برخورد پاشنه، ۲- قرارگیری کف پا روی سطح زمین، ۳- مرحله میانی، ۴- بلند شدن پاشنه و ۵- جدا شدن پاشنه بوده و مرحله نوسان نیز شامل سه بخش به نام‌های ۱- افزایش شتاب، ۲- نوسان میانی و ۳- کاهش شتاب است.[۱]

علاوه بر تمام موارد ذکرشده، در ارتباط با مکانیسم اندام تحتانی در راه رفتن، حقیقت آشکار این است که همراه با اندام تحتانی، تنه و اندام فوقانی نیز در تمام مراحل راه رفتن در حال حرکت هستند.[۴] تحقیقات گسترده در این زمینه‌ها حاکی از این اصل می‌باشد که چون تمامی حرکات ارادی انسان از جمله راه رفتن، در نتیجه یک فرآیند پیچیده بین مغز و نخاع، اعصاب محیطی، عضلات، استخوان‌ها و مفاصل رخ می‌دهد[۴]، هماهنگی عصبی-عضلانی فراوانی بین حرکات اندام فوقانی و اندام تحتانی در طول جابه‌جایی راه رفتن وجود دارد.[۵] در حین راه رفتن، اگرچه اندام تحتانی به طور متناوب به جلو و عقب می‌رود، اندام فوقانی نیز به طور ریتمیک معلق بوده و به سمت جلو و عقب نوسان دارد.[۵] در طول این نوسان به جلو و عقب که همراه با چرخش تنه حول محور عمودی بدن رخ می‌دهد، کمربند شانه‌ای نیز حرکت چرخشی در جهتی مخالف با لگن انجام داده و به دنبال آن، بازوها همراه با نوسان پای مخالف به نوسان در می‌آید. این نوسان به‌گونه‌ای است که طی آن، پای چپ و سمت چپ لگن همراه با بازوی راست و کمربند شانه‌ای به جلو حرکت کرده[۴، ۵] و به عبارتی دیگر، در طول راه رفتن طبیعی انسان، دست‌ها تمایل دارند تا به صورت متقابل با پاها به حالت معلق درآیند[۶، ۷] و پس از گام‌برداری، با چرخش کمربند لگنی برخلاف جهت عقربه‌های ساعت در استنس پای چپ، کمربند شانه‌ای در جهت مخالف با آن چرخش دارد و با انتقال این چرخش نسبت به تنه، در اندام فوقانی، حرکت چرخشی حذف شده و حرکت در این بخش خود را به صورت فلکشن و اکستنشن نشان می‌دهد.[۸]

رخ دادن نوسان اندام فوقانی در حین راه رفتن، دارای تاثیرات مهم و مداخلات بیومکانیکی فراوانی است که بر روی اندام تحتانی بروز می‌کند و این امر نیز ثابت شده است که تاثیرات نوسان ریتمیک در اندام فوقانی به عنوان تعاملی بین دست‌ها، پاها و تنه در طول راه رفتن ایجاد می‌گردد.[۹] امروزه به طور کامل، مشهود است که در حین راه رفتن، مولفه‌های نیروی واکنش زمین و مسیر مرکز جرم کل بدن تحت تاثیر تغییرات حرکت دست‌ها و سرعت راه رفتن بوده و با به حداقل رسیدن حرکات تنه، نوسانات عمودی مرکز جرم بدن کاهش یافته و این امر به نوبه خود بر روی میزان مصرف انرژی فرد نیز تاثیرگذار است.[۱۰، ۱۱] در نتیجه، این‌گونه برداشت می‌شود که وجود نوسان طبیعی در اندام فوقانی در طول راه رفتن به علت کاهش انتقال عمودی مرکز جرم بدن، کاهش گشتاور زاویه‌ای یا گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین[۱۲،۱۳]، سبب می‌شود تا بدن انرژی کمتری در حین راه رفتن صرف کرده[۱۴، ۱۵] و به دنبال آن ثبات در راه رفتن و بازیابی تعادل بعد از اغتشاش[۱۲، ۱۶]، کنترل پاسچر[۱۳، ۱۷]، ثبات چرخشی بدن[۱۷] و حفظ تعادل طرفی افزایش یافته[۱۸] و در نتیجه تلاش‌های عصبی-عضلانی بدن جهت حفظ و وجود تعادل در بدن کم شود.[۱۹، ۲۰]

با توجه به وجود اثرات متقابل ذکرشده میان اندام فوقانی و اندام تحتانی، مطالعات گوناگون اما با اختلاف نظریه‌های بسیاری در زمینه تاثیرات بیومکانیکی (کینتیکی، کینماتیکی و متغیرهای فضایی زمانی) نوسان اندام فوقانی بر روی راه رفتن و اندام تحتانی صورت گرفته است. در برخی از این تحقیقات، ذکر شده است که تغییرات نوسان و الگوی حرکتی در اندام فوقانی باعث ایجاد تغییراتی در پهنای گام[۲۱]، طول گام، فرکانس گام، سرعت راه رفتن[۲۲، ۲۳]، نیروی وارد بر مفاصل اندام تحتانی[۲۴] و حتی تاثیرات چشمگیری بر حداکثر اکسیژن مصرفی و ضربان قلب بدن می‌شود[۹]؛ بنابراین موضوع تاثیر برهم خوردن نوسان طبیعی در اندام فوقانی در پی بروز برخی بیماری‌های مختلف که به دنبال آن تغییرات بیومکانیکی در اندام تحتانی در حین راه رفتن ایجاد می‌گردد، حائز اهمیت است؛ بنابراین نتیجه‌گیری از تمامی مطالب فوق نشان‌دهنده نیاز به اهمیت، توجه و تاکید بر چگونگی و تقویت نوسان اندام فوقانی در توانبخشی راه رفتن می‌باشد[۱۲]، چرا که استفاده از تمرینات نوسان اندام فوقانی[۱] روش مناسبی جهت به‌کارگیری دست‌ها به صورت معلق و بهبود عملکرد اسکلتی-عضلانی حاصل از آن است.[۲۵] در واقع تاثیر یکپارچگی نوسان اندام فوقانی در توانبخشی راه رفتن هنگامی اهمیت می‌یابد که بیماران، الگوی صحیح این‌گونه نوسانات را تمرین کرده[۲۶] و منجر به ریکاوری راه رفتن موثر برای افردی شود که دارای نقص‌هایی در راه رفتن نرمال خود هستند.[۲۷، ۲۸] با توجه به یافته‌های جدید در ارتباط با اهمیت نوسان اندام فوقانی در بهتر کردن ثبات دینامیک در طول راه رفتن که می‌تواند برای آموزش راه رفتن بیماران دارای نقص‌های مختلف موثر باشد، اهمیت دانستن تاثیر بیومکانیکی حرکت اندام فوقانی بر روی راه رفتن و اندام تحتانی برای پزشکان، مربیان و متخصصین توانبخشی بسیار لازم و مفید است[۲۹، ۳۰]، اما علی‌رغم اهمیت این اصل، تاثیرات کینتیکی و کینماتیکی

1 Arm Swing Exercise (ASE)

این حرکات در طول راه رفتن به‌خوبی ثبت نشده است[۳۱] و معمولا در بررسی و تجزیه‌وتحلیل‌های راه رفتن، اندام فوقانی و تنه با هم و به صورت HAT[1] در نظر گرفته شده و تمرکز اصلی بر روی اندام تحتانی است.[۳۲] از سوی دیگر، مطالعات اندکی نیز یافت می‌شود که با تحقیقات صورت‌گرفته در این زمینه و در ارتباط با تاثیر حرکت اندام فوقانی بر راه رفتن[۲۲] متناقض بوده و اذعان می‌دارد که نوسانات اندام فوقانی هیچ تاثیری بر بیومکانیک اندام تحتانی در حین راه رفتن ندارد.[۳۳] در تحقیق حاضر امید است تا با بررسی مطالعات انجام‌شده در زمینه تاثیر تغییرات الگوی حرکتی اندام فوقانی بر متغیرهای بیومکانیکی راه رفتن به صورت موضوعی-تاریخی، بتوان به یک نگرش جامع در ارتباط با تاثیر این تغییرات دست یافت.

مواد و روش‌ها

در تحقیق حاضر که از نوع مطالعات مروری می‌باشد، مقالات مرتبط با موضوعات نوسان اندام فوقانی در حین راه رفتن و تاثیر این نوسانات بر متغیرهای بیومکانیکی راه رفتن از موتورهای جستجوگر Scopus، PubMed، Google Scholar، Ovid، Science Direct، ProQuest، Mesh، DOAJ، Medline، Clinical Key، از سال ۱۹۹۰ تا ۲۰۱۹ مورد بررسی قرار گرفت. جستجوی کلی اولیه منجر به دستیابی حدود ۵۰۰ مقاله پژوهشی مرتبط شد. پس از بررسی عنوان و خلاصه مقالات یافت‌شده، حدود ۱۱۵ مقاله برای بررسی بعدی انتخاب شدند. در نهایت از میان مقالات فوق و پس از بررسی متن کامل و با در نظر گرفتن شاخص‌هایی از جمله تاثیر نوسان اندام فوقانی و یا تاثیر تغییرات آن بر متغیرهای کینتیکی، کینماتیکی و فضایی زمانی راه رفتن و همچنین ایندکس شدن مقاله در بانک‌های اطلاعاتی معتبر، تعداد ۳۱ به عنوان مقالات نهایی برای مطالعه مروری حاضر برگزیده شدند.

یافته‌ها

بر اساس هدف تحقیق حاضر و به منظور بررسی دقیق‌تر مطالعات انجام‌شده در ارتباط با تاثیر تغییرات الگوی حرکتی اندام فوقانی بر متغیرهای بیومکانیکی راه رفتن، بخش یافته‌های تحقیق در دو بخش مجزا گزارش شده است؛ در بخش اول، به بیان مطالعات انجام‌شده در ارتباط با تاثیر تغییرات الگوی حرکتی اندام فوقانی بر متغیرهای کینماتیکی و فضایی زمانی راه رفتن پرداخته شده و در بخش دوم بررسی تاثیر تغییرات الگوی حرکتی اندام فوقانی بر متغیرهای کینتیکی راه رفتن را شرح خواهیم داد.

تاثیر تغییرات الگوی حرکتی اندام فوقانی بر متغیرهای کینماتیکی و فضایی زمانی راه رفتن

در سال ۱۹۹۰ مائود و همکارانش به بررسی تاثیر قرارگیری چهار وضعیت اندام فوقانی در راه رفتن (نرمال، همراه نرمال با حمل وزنه‌های ۳ کیلوگرمی، همراه با نوسان شدید بازو و با نوسان شدید بازو همراه با وزنه) در ۲۰ فرد نرمال (۱۰ مرد و ۱۰ زن) پرداختند. آنها دریافتند که در مقایسه با راه رفتن نرمال، سایر وضعیت‌ها باعث کاهش فرکانس گام می‌گردد، ولی تنها در وضعیت‌های همراه با نوسان شدید و یا نگهداشتن وزنه، طول گام کاهش می‌یابد.[۳۴] اکه اوکورو و همکارانش در سال ۱۹۹۷ با هدف فهم بهتر تاثیر حرکت بازو در راه رفتن انسان، به به‌کارگیری الگوهای مختلف نوسان و قرارگیری اندام فوقانی، شامل بسته شدن یک و دو بازو به بدن، حرکت سریع و نوسان بازوها به صورت موازی، بر روی ۱۳۰ فرد نرمال سالم پرداختند و سپس سرعت راه رفتن و الگوی آن را مورد تجزیه‌وتحلیل قرار دادند. آنان دریافتند که در تمام حالات قرارگیری اندام فوقانی، سرعت کاهش، اما در شرایطی که بازوها بسته بود، با افزایش فرکانس گام، سرعت بیش از طول گام افزایش می‌یابد، درحالی‌که در سایر شرایط عکس این عمل صادق بود.[۲۲]

باهاموند و همکارانش در سال ۲۰۰۰ به بررسی مقایسه کینماتیکی دو نوع مختلف از نحوه حرکت نوسان بازو در طول راه رفتن پرداختند، در این پژوهش ۱۰ زن فیتنس‌کار در دو حالت نوسان نرمال بازو و قرارگیری آرنج به صورت ۹۰ درجه فلکشن، از نظر تغییرات طول گام، فرکانس گام، فازهای زمانی راه رفتن، سرعت عمودی COM[2]، دامنه حرکتی مفاصل و چرخش عرضی لگن مورد مقایسه و تجزیه‌وتحلیل قرار گرفتند. پس از نتایج به‌دست‌آمده توسط دوربین‌های ویدئویی ۶۰ هرتزی، مشخص شد که هیچ تفاوت معناداری در راه رفتن بین دو وضعیت، برای هیچ‌کدام از متغیرها وجود ندارد.[۳۵]

کیم دی و همکارانش در سال ۲۰۰۱ با هدف تعیین نقش نوسان اندام فوقانی در طول راه رفتن، به مقایسه اطلاعات کینماتیکی بازوها در حالت محدود و آزاد پرداختند. آنها ۲۰ مرد سالم را در این دو وضعیت و در سرعت‌های مختلف مورد ارزیابی قرار دادند، نتایج تحقیق آنها حاکی از این بود که تفاوت معناداری بین دامنه حرکتی لگن و زاویه چرخش آن در سه صفحه فرونتال، کرونال و هوریزنتال در دو وضعیت عادی و محدود اندام فوقانی وجود داشته؛ بنابراین به این نتیجه رسیدند که وجود نوسان در اندام فوقانی می‌تواند بر روی ثبات دینامیک موثر باشد.[۳۶]

در سال ۲۰۰۵ هانگ و همکارانش به تاثیر ایجاد کاهش نوسان اندام فوقانی در حین راه رفتن بیماران مبتلا به پارکینسون خفیف پرداختند؛ آنها از ۱۰ فرد سالم و ۱۰ فرد مبتلا به پارکینسون خفیف که از نظر سن و جنسیت همسان بودند، خواستند تا در مقابل سیستم ثبت اطلاعات دوربین VICON راه بروند. نتایج تحقیق نشان داد که هیچ تفاوت معناداری از نظر پارامتر سرعت وجود ندارد، اما گروه مبتلا به پارکینسون دارای فرکانس راه رفتن کمتری در مقایسه با گروه کنترل بودند.[۳۷]

فورد و همکارانش در سال ۲۰۰۶ به بررسی تاثیر محدودیت دست در حالات مختلف راه رفتن، بر روی ۲۰ فرد بالغ پرداختند؛ در این پژوهش از افراد خواسته شد تا در سه وضعیت بدون محدودیت دست، محدودیت دست غالب و محدودیت دست غیرغالب، بر روی تردمیل با سرعت‌های مختلف راه بروند.

1 Head Arm Trunk

2 Center of Mass

نتایج نشان از کاهش چرخش عرضی لگن، سینه، تنه و تغییر فرکانس حرکت اندام تحتانی نسبت به اندام فوقانی در دو وضعیت با و بدون محدودیت بود.[۳۸]

آمبرگر در سال ۲۰۰۸ بر روی تاثیر حذف حرکت دست بر برخی متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی مطالعه‌ای را انجام داد؛ او در این تحقیق ۸ فرد سالم و بالغ را با و بدون حرکت نرمال دست‌ها که با سرعت و فرکانس نرمال راه می‌رفتند، مورد ارزیابی قرار داد و دریافت که زوایای مفصلی، سرعت زاویه‌ای و نیروهای واکنشی زمین در راه رفتن با و بدون حرکت دست تقریباً مشابه هستند. ممان‌های مفصلی و قدرت عضلات نیز بین این دو شرایط یکسان بودند. با این حال، برخی از متغیرهای کینتیکی، مانند قدرت مفصل زانو در حین فاز ایستایی، اختلافات بیشتری را نشان دادند. متغیری که بیشترین اختلاف را بین دو حالت نشان داد، مربوط به ممان حرکت عمودی پا و زمین بود.[۱۴] کیم و همکارش نیز در همان سال تجزیه‌وتحلیل راه رفتن را با تاکید بر حالت‌های مختلف دست در ۲۰ فرد سالم مورد بررسی قرار دادند؛ آنها چهار حالت متفاوت را در راه رفتن به صورت‌های یک بازوی محدود با زوایای ۰٪، ۱۰٪، ۱۶٪ و ۲۲٪ از حرکت طبیعی دست، مد نظر گرفتند. نتایج آزمایشگاهی آنها نشان داد که هر چهار حالت دست در حین راه رفتن، بر چرخه‌ی گیت موثر است.[۳۹] فایز و همکارانش نیز در همان سال ۲۰۰۸ از جمله محققینی بودند که به بررسی تأثیر پرتاب کردن دست‌ها، بر پارامترهای زمانی راه رفتن در بیماران مبتلا به سکته مغزی پژوهشی را انجام دادند؛ آنها در مطالعه‌شان به صورت تصادفی، ۲۳ بیمار سکته مغزی که مبتلا به ضایعه‌ی عروقی مغز تشخیص داده شده بودند را به منظور ارزیابی انتخاب کردند. داده‌های راه رفتن سه‌بعدی پژوهش فوق توسط سیستم تحلیل حرکتی QUALISYS Pro-Reflex جمع‌آوری شد و پارامترهای زمانی مورد بررسی شامل سرعت راه رفتن، زمان چرخه، آهنگ، زمان پشتیبانی دوگانه و درصد فاز ایستایی به همراه گشتاور مرکز گرانشی در صفحات ساژیتال و عرضی و نیز گشتاور ران، زانو و قوزک در صفحه‌ی ساژیتال بود. بیماران به صورت پابرهنه در یک روز، دو بار به صورت تصادفی با و بدون حرکت پرت کردن دست در سرعتی انتخابی خود راه رفتند. نتایج نشان داد هنگام راه رفتن همراه با پرتاب کردن دست، بیماران افزایش سرعت را در حرکت دارند، درصد فاز ایستایی تحت تاثیر بوده و کاهش زمان ساپورت دوگانه نیز از نظر آماری قابل توجه است، همچنین مقدار گشتاور نیز حول مرکز گرانش در تمامی صفحات کم شده بود.[۴۰]

دییو و همکارش در همان سال ۲۰۱۲ میزان پایداری و مقاومت الگوهای هماهنگی میان کمربند لگنی و کتفی در زمانی که هیچ‌گونه حرکتی در دست در حین راه رفتن و دویدن وجود ندارد را مورد مطالعه قرار دادند. آنها فاز نسبی، اختلاف زمانی میان چرخش‌ها و هماهنگی میان کمربندی مدام را در ۸ شرکت‌کننده‌ی سالم که از آنها خواسته شده بود با و بدون حرکت دست راه بروند و بدوند، اندازه‌گیری کردند. نتایج حاصل نشان داد که نبود حرکت دست، منجر به تغییر الگوی ضد فازی به الگوی درون‌فاز (کمربندهای حرکت‌کننده در یک محور) و افزایشی، در سرعت شده که خود سبب تقویت الگوی تطبیقی آن می‌شود. به‌علاوه، ثابت شد که توزیع تکرار فاز نسبی برای تمامی الگوهای راه رفتن با حرکت دست در هر دو حالت یکسان است.[۴۱]

کارمو و همکارانش نیز در همان سال به تحلیل کینماتیکی سه‌بعدی اندام فوقانی و تحتانی در افراد مبتلا به سکته مغزی پرداختند؛ آنها زوایای مفصلی اندام‌های فوقانی و تحتانی و متغیرهای فضایی زمانی را در دو گروه همی پارتیک (HG[1]، ۱۴ مرد همی پارتیک، سن ۱۰±۵۳ سال) و کنترل (CG[2]، ۷ مرد سالم، سن ۴±۵۰ سال) بررسی کردند. نتایج این مطالعه نشان داد که حرکت اندام فوقانی متأثر در راه رفتن، پس از سکته مغزی، به واسطه‌ی کاهش دامنه حرکتی مفاصل گلنوهومرال (HG:6.3±4.5, CG: 20.1±8.2) و آرنج (AF[3]:8.4±4.4, UF[4]: 15.6±7.6) در صفحه‌ی ساژیتال و نیز خم شدن مفصل آرنج در کل چرخه دیده می‌شود (AF:68.2±0.4, CG:46.8±2.7). مفصل گلنوهومرال زاویه‌ی عقب‌رفتگی بالاتر (AF:14.2±1.6, CG:11.5±4.0) و چرخش خارجی کمتری در کل چرخه نشان می‌دهد (AF:4.6±1.2, CG:22.0±3.0)، اما تغییرات طبیعی الگوهای راه رفتن پس از سکته‌ی مغزی در اندام تحتانی طبیعی است؛ بنابراین نتیجه‌گیری شد که تغییرات در حرکت اندام‌های فوقانی و تحتانی در راه رفتن پس از سکته مغزی بر هم موثر هستند.[۴۲]

چنگ و همکارانش در سال ۲۰۱۴ به مطالعه و بررسی چگونگی تأثیر خصوصیات سینماتیک و سینتیک اندام فوقانی در بهبود تعادل تک‌پا پرداختند؛ آنها از ۱۲ مرد بالغ خواستند تا با برداشتن فقط یک گام تحت شرایط حرکت دست متداول و دست بسته، تعادل خود را حفظ نمایند. نتایج پژوهش آنها این را نشان داد که دست‌های باز سبب حرکت روبه‌جلو بوده و بعد از آن حرکت روبه‌بالا ناشی از افزایش ممان اینرسی بدن رخ می‌دهد و خود این امر باعث کاهش سرعت زاویه‌ی و افزایش زمان گام‌برداری می‌گردد. در مقابل این نتایج، متغیرهایی مانند طول گام، سرعت گام و نیروهای واکنشی عمودی زمین بر پای گام‌بردارنده اصلاً تحت تأثیر حرکت دست نبودند.[۴۳] جوهانسون و همکارانش نیز در همان سال (۲۰۱۴) میزان به‌کارگیری حرکت دست را (APS[5]) بر جمعیت‌های مبتلا به سکته مغزی بررسی کرده و نیز هدفی تحت عنوان بررسی تخمین ارتباط سرعت راه رفتن و عملکرد اندام فوقانی به واسطه‌ی مقادیر بالینی بر APS را مورد تحقیق قرار دادند. جمعیت مطالعه آنها شامل ۲۵ فرد سکته مغزی و ۲۵ نفر گروه کنترل با سن و جنسیت مشابه بود. مقادیر APS به طور قابل ملاحظه‌ای میان دست‌های متأثر و غیرمتأثر و همچنین میان

1 Hemi Paretic Group
2 Control Group
3 Affected Side
4 Unaffected Side
5 Arm Posture Score

دست متأثر و دست غیرغالب در گروه سکته مغزی متفاوت بود (P=0.001).

در سال ۲۰۱۵ سوک یانگ و همکارانش به مطالعه‌ای با هدف تعیین تأثیرات حرکت دست محدودشده بر میزان تغییر مکان عمودی مرکز جرم بدن (COM) در حین راه رفتن بر روی تردمیل در حالت‌های رایج و متعدد راه رفتن پرداختند؛ شرکت‌کنندگان این پژوهش شامل ۲۰ فرد سالم (۱۰ مرد، ۱۰ زن، سن ۶/۸±۲۷/۸سال) بودند. تغییر مکان COM بدن، اولین و دومین اوج نیروهای عمودی واکنشی زمین (VGRF[1]s) و کمترین مقدار VGRF در حین فاز میانی ایستا، اوج VGRF دوطرفه، زاویه‌ی عضلانی ساژیتال اندام تحتانی، طول آهنگ و زمان تماس پا، با و بدون حرکت دست در حین راه رفتن در سرعت ۱/۳۴ متر بر ثانیه اندازه‌گیری شد. نتایج پژوهش نشان داد که تغییر مکان COM بدن در دست‌های محدودشده بیشتر است (در وضعیت حرکت دست ۴/۱–۲/۱ سانتی‌متر، در وضعیت دست محدودشده ۴/۹–۱/۲ سانتی‌متر، P<0.001). داده‌های نیروی واکنشی زمین نیز نشان دادند که تغییر مکان COM در فاز ایستایی تک‌اندامی و دواندامی افزایش یافته است. همچنین الگوهای سینماتیکی نیز شرایط مشابهی داشتند، اما طول آهنگ و زمان تماس پا کاهش یافته بود. این یافته‌ها بیان می‌دارد که تغییر در حرکت دست باعث ایجاد اختلافاتی در تغییر مکان عمودی COM می‌شود و مصرف انرژی را افزایش می‌دهد.[۴۴] در همان سال ۲۰۱۵ پانت و همکارانش به بررسی چگونگی تاثیر حالت‌های حرکت دست بر پایداری راه رفتن پرداختند: آنها در آن مطالعه خود ۱۰ مرد سالم و بالغ داوطلب را انتخاب کردند. تمامی آزمودنی‌ها با چهار دستورالعمل متفاوت تکان دادن دست در هفت سرعت متفاوت، راه رفتند و سپس پارامترهای پایه‌ای راه رفتن و مقادیر تغییرپذیری و پایداری آن مورد محاسبه قرار گرفت. نتایج حاکی از آن بود که افزایش حرکت دست در محور مدیولترال در مقایسه با حرکت نرمال دست در تمامی سرعت‌های پیاده‌روی باعث افزایش پایداری می‌شود. به‌علاوه، حرکت دست بیشتر باعث افزایش پایداری در محور قدامی–خلفی و عمودی در سرعت‌های پایین می‌گردد. حرکت دست دوطرفه و درون‌فازی در مقایسه با حرکت نرمال دست تغییری ایجاد نکرد و حرکت اضافی دست یک دستکاری امیدبخش در راه رفتن برای ارتقا پایداری دینامیکی موضعی بود. در حالت ایجاد حرکت اضافی در دست‌ها در محور ML[2] نیز نتایج همگامی یافت شد.[۴۵] دریفوز و همکارانش (۲۰۱۵) به مطالعه دیگری تحت عنوان تعیین میزان تأثیر به‌کارگیری گچ‌های مختلف بر پارامترهای راه رفتن فضایی زمانی از جمله سرعت و آهنگ راه رفتن، طول گام و پشتیبانی یک اندام پرداختند. آنها یک سیستم کامپیوتری راه رفتن برای ارزیابی این متغیرها را برای ۲۳ فرد سالم در ۴ حالت راه رفتن به کار بردند: راه رفتن نرمال، راه رفتن با گچ بالای آرنج و پرتاب کردن دست، راه رفتن با گچ زیر آرنج و راه رفتن بدون پرت کردن دست. نتایج نشان داد که به طور متوسط، شرکت‌کننده‌های دارای گچ، گام‌های بسیار کوچکی در پایی که در سمت دست گچ‌گرفته داشتند، برداشتند و زمان کمتری برای پشتیبانی جانبی صرف نمودند. حداقل تغییرات، در دستی بود که دارای گچ در زیر آرنج بودند و پرتاب انجام دادند و بیشترین تغییرات در دستی بود که دارای گچ در بالای آرنج بود و حرکت پرتابی انجام دادند. این اختلاف زمانی وقتی بیشتر بود که دست غالب در گچ و زمانی حداقل بود که دست غیرغالب در گچ قرار داشت. هیچ اختلافی میان سرعت راه رفتن یا آهنگ آن در راه رفتن مشاهده نشد. نتیجه کلی پژوهش بیانگر این بود که گچ گرفتن اندام فوقانی دارای تأثیرات قابل توجهی بر راه رفتن است که می‌بایست در افراد دارای ناهنجاری مد نظر قرار گرفته شود.[۴۶]

در همان سال یون و همکارانش به مطالعه‌ای با هدف بررسی تأثیر افزایش وزن دست بر الگوهای راه رفتن در بیماران مبتلا به PD[3] (پارکینسون) پرداختند؛ آنها ۲۷ بیمار مبتلا به PD را در مقابل سیستم حرکت سه‌بعدی تحت تجزیه‌وتحلیل راه رفتن قرار دادند. کیسه‌های شنی بر ساعدهای تمامی شرکت‌کنندگان بسته شد، درحالی‌که آرنج آنها کاملا باز بود. سپس پارامترهای راه رفتن از جمله حرکت دست، حرکت لگنی، داده‌های فضایی زمانی و زاویه‌ی چرخشی نسبی میان راه رفتن در حالت استفاده از وزنه و بدون آن مقایسه گردید. نتایج نشان داد که شدت حرکت دست و چرخش لگنی کلی در هنگام راه رفتن با اعمال وزن اضافی بر روی دست‌ها نسبت به زمانی که دست‌ها بدون اعمال وزن اضافی بودند، اختلاف بسیار چشمگیری داشت. در وضعیت اعمال وزنه اضافی، سرعت راه رفتن، طول آهنگ و فاز حرکت به طور قابل ملاحظه‌ای بالا بود، درحالی‌که زمان آهنگ، زمان ساپورت دوگانه و فاز ایستایی به طور قابل ملاحظه‌ای کمتر شد و این امر منجر به تغییر الگوهای راه رفتن نیز گردید؛ بنابراین استفاده‌ی درمانی از وزنه‌های اضافی بر روی دست‌ها می‌تواند در توانبخشی راه رفتن بیماران PD به کار گرفته شود تا ناتوانی آنها در راه رفتن، بهبود یابد.[۴۷] اردوغان و همکارانش نیز در همان سال به بررسی تأثیرات محدودیت حرکت دست بر سرعت ترجیحی راه رفتن، مقدار اکسیژن مصرفی و تغییر مکان عمودی مرکز جرم پرداختند؛ آنها ۵۲ داوطلب مذکر سالم در بازه‌ی سنی ۱۸ تا ۳۰ سال را مورد مطالعه قرار دادند و پنج مدل متفاوت راه رفتن را بر روی آنها ارزیابی نمودند. سرعت‌های راه رفتن ترجیحی افراد نیز بر روی زمین برای هر مدل به کار گرفته شد و افراد بر روی تردمیل با همان سرعت به مدت هفت دقیقه راه رفتند تا تغییرات مکان عمودی مرکز جرم مورد تجزیه‌وتحلیل قرار گیرد. نتایج، اختلاف قابل ملاحظه‌ای (F [3.734, 204]=5.606, P<0.05) میان حالت‌های نرمال (0.158±0.021 mL/kg/m)، همراه با محدودیت جانبی (0.166±0.22 mL/kg/m) و محدودیت قدامی (0.166±0.23 mL/kg/m) در مصرف اکسیژن نشان داد. همچنین اختلاف قابل ملاحظه‌ای (F [3.461, 204]=5.144, P<0.05) میان حالت‌های نرمال (3.81±0.94 cm)، محدودیت جانبی (4.36±1.05 cm) و قدامی (4.25±0.93

1 Vertical Ground Reaction Force (VGRF)
2 Medio Lateral
3 Parkinson Disease

cm) در رابطه با تغییر مکان عمودی مرکز جرم به دست آمد و سرعت ترجیحی راه رفتن نیز در مدل نرمال (. 5.06±0.62 km/hr) به طرز چشمگیری (F [3.387, 204]=10.433, P<0.05) بالاتر از مدل‌های دیگر بود (محدودیت در سمت راست: .4.93±0.65 km/hr، محدودیت در سمت چپ .4.92±0.62 km/hr، در محدودیت جانبی 4.88±0.61 .km/hr و در محدودیت قدامی .4.88±0.56 km/hr).[۴۸]

کو و همکارش در سال ۲۰۱۶ به بررسی تأثیرات حرکت دست در حین راه رفتن در جوانان سالم پرداختند؛ آنها ۴۵ فرد را بدون سابقه هیچ‌گونه صدمه‌ی عصبی یا استخوانی در این مطالعه شرکت دادند. تمامی آزمودنی‌ها تحت سه شرایط مربوط به تکان دادن دست (راه رفتن به صورت معمولی بدون محدودیت حرکت دست؛ با محدودیت حرکتی دست راست و محدودیت حرکتی بر هر دو دست) قرار گرفتند. پارامترهای منتخب راه رفتن، از جمله سرعت راه رفتن، طول گام، آهنگ، زمان گام، ساپورت یک اندام و ساپورت دو اندام، به صورت تصادفی اندازه‌گیری شد. نتایج نشان داد که در شرایط مختلف راه رفتن، اختلافات قابل توجه‌ای در سرعت راه رفتن، طول گام، آهنگ و ساپورت دوگانه‌ی اندامی مشاهده می‌گردد ($p<0.05$)، اما در زمان گام‌برداری و ساپورت اندامی منفرد اختلافی دیده نمی‌شود. سرعت راه رفتن و طول گام به طرز چشمگیری کاهش، اما آهنگ و ساپورت اندامی دوگانه افزایش داشتند ($p<0.05$). شرایط محدودیت دوطرفه دارای چشمگیرترین میزان کاهش توانایی راه رفتن در مقایسه با راه رفتن عادی بود ($p<0.05$)؛ بنابراین، این نتیجه حاصل شد که شرایط حرکت دست محدود باعث کاهش قابلیت راه رفتن در جوانان سالم می‌گردد.[۴۹]

جدول ۱. مطالعات انجام‌گرفته در حوزه تاثیر تغییرات الگوی حرکتی اندام فوقانی بر متغیرهای کینماتیکی و فضایی زمانی راه رفتن از سال ۱۹۹۰ تا ۲۰۱۹

محقق	آزمودنی‌ها	پروتکل و نوع الگوی به‌کارگرفته‌شده	متغیرهای مورد مطالعه	نتایج
مائود و همکاران (۱۹۹۰)[۳۴]	۲۰ فرد نرمال	راه رفتن عادی همراه با وزنه‌های ۳ کیلوگرمی، همراه با نوسان شدید بازو و نوسان شدید بازو به همراه وزنه	متغیرهای فضایی زمانی	در مقایسه با وضعیت نرمال، سایر وضعیت‌ها سبب کاهش فرکانس گام شده و در وضعیت نوسان شدید، طول گام نیز کاهش یافت.
اکه اوکورو و همکاران (۱۹۹۷)[۲۲]	۱۳۰ فرد نرمال	بستن یک بازو و بستن هر دو بازو	سرعت و الگوی راه رفتن	کاهش سرعت راه رفتن و افزایش فرکانس گام
باهاموند و همکاران (۲۰۰۰)[۳۵]	۱۰ فرد فیتنس‌کار	آرنج ۹۰ درجه فلکشن	طول گام و فرکانس گام، فازهای زمانی راه رفتن، سرعت حرکت عمودی COM، دامنه حرکتی مفاصل و چرخش عرضی لگن	هیچ تفاوت معناداری در مقایسه با شرایط نرمال در هیچ‌کدام از متغیرها دیده نشد.
کیودی و همکاران (۲۰۰۱)[۳۶]	۲۰ فرد سالم	دست محدودشده	کینماتیک، دامنه حرکتی و زاویه چرخشی لگن	تغییر ثبات دینامیک
هانگ و همکاران (۲۰۰۵)[۳۷]	۱۰ فرد سالم و ۱۰ فرد مبتلا به پارکینسون	کاهش نوسان بازو	سرعت و متغیرهای فضایی زمانی	عدم وجود تفاوت معنادار در سرعت، اما گروه پارکینسون دارای فرکانس راه رفتن کمتری بودند.
فورد و همکاران (۲۰۰۶)[۳۸]	۲۰ فرد سالم	محدودیت دست و بدون محدودیت دست، محدودیت دست غالب و سپس محدودیت دست غیرغالب	متغیرهای فضایی زمانی و زاویه چرخش لگن	کاهش چرخش عرضی لگن، سینه و تنه و تغییر فرکانس اندام تحتانی نسبت به فوقانی در وضعیت با و بدون محدودیت
آمبرگر (۲۰۰۸)[۱۴]	۸ فرد سالم	حذف حرکت دست	متغیرهای کینماتیکی	زوایای مفصلی و سرعت زاویه‌ای در هر دو وضعیت مشابه
کیم و همکاران (۲۰۰۸)[۳۹]	۲۰ فرد سالم	بازوهای محدودشده در زوایای ۰٪، ۱۰٪، ۱۶٪ و	متغیرهای فضایی زمانی	در هر چهار حالت تغییر دیده شد.

		۲۲٪ از حرکت طبیعی دست		
فایز و همکاران (۲۰۰۸)[۴۰]	۲۳ فرد مبتلا به سکته مغزی	پرت کردن دست	پارامترهای زمانی (سرعت، زمان چرخه، آهنگ، زمان پشتیبانی دوگانه و درصد فاز ایستایی)	افزایش سرعت، اما کاهش زمان ساپورت دوگانه
دییو و همکاران (۲۰۱۲)[۴۱]	۸ فرد سالم	با و بدون حرکت بازو	تغییر پایداری و مقاومت الگوهای هماهنگی میان کمربند لگنی، کتفی و میزان سرعت	تغییر الگوی ضد فازی به درون‌فازی و افزایش سرعت
کارمو و همکاران (۲۰۱۲)[۴۲]	۱۴ مرد همی پاراتیک مبتلا به سکته مغزی و ۷ مرد سالم	بستن یک دست	زوایای مفصلی اندام‌های فوقانی و تحتانی و متغیرهای فضایی زمانی	کاهش در تمامی حرکات مفصل نیز گلنوهومرال و فلکشن آرنج
چنگ و همکاران (۲۰۱۴)[۴۳]	۱۲ مرد بالغ	دست بسته	سرعت زاویه‌ای و متغیرهای فضایی زمانی	در حالت دست بسته، افزایش سرعت زاویه‌ای، کاهش زمان گام‌برداری، کاهش انتقال وزن و طول گام، اما سرعت بدون تاثیر
جاستون و همکاران (۲۰۱۴)[۵۰]	۲۵ فرد مبتلا به سکته مغزی و ۲۵ فرد سالم	جابه‌جایی دست در صفحات ساجیتال و هوریزنتال	سرعت و عملکرد اندام فوقانی	تاثیر در تمامی متغیرهای کینماتیکی
سوگ یانگ و همکاران (۲۰۱۵)[۴۴]	۲۰ فرد سالم	دست محدود	تغییر مکان عمودی COM، متغیرهای فضایی زمانی	افزایش تغییر مکان COM، کوتاه شدن طول آهنگ و زمان تماس پا
پانت و همکاران (۲۰۱۵)[۴۵]	۱۰ مرد سالم	۴ دستورالعمل متفاوت در راه رفتن	پایداری	کاهش پایداری در وضعیت‌های غیرنرمال
دریفوز و همکاران (۲۰۱۵)[۴۶]	۲۳ فرد سالم	گچ گرفتن اندام فوقانی	متغیرهای فضایی زمانی	بدون اختلاف در سرعت و آهنگ گام
یون و همکاران (۲۰۱۵)[۴۷]	۲۷ بیمار پارکینسون	بستن کیسه شن بر ساعد، همراه با آرنج باز	متغیرهای فضایی زمانی و زاویه چرخشی نسبی	افزایش چرخش لگن، سرعت راه رفتن و طول آهنگ، کاهش در زمان ساپورت دوگانه و فاز ایستایی
اردوغان و همکاران (۲۰۱۵)[۴۸]	۵۲ مرد سالم	محدودیت دست	میزان تغییرات COM	افزایش حرکت COM
کوو و همکاران (۲۰۱۶)[۴۹]	۴۵ فرد سالم	ایجاد محدودیت در دست راست و محدودیت در هر دو دست	متغیرهای فضایی زمانی	کاهش سرعت راه رفتن، طول گام، آهنگ و ساپورت دوگانه

تاثیر تغییرات الگوی حرکتی اندام فوقانی بر متغیرهای کینتیکی راه رفتن

آمبرگ و همکارش در سال ۲۰۰۶ به مقایسه متغیرهای کینتیکی راه رفتن در دو وضعیت نوسان و بدون نوسان اندام فوقانی پرداختند؛ آنها طی بررسی یک سری از مدل‌های کامپیوتری شبیه‌سازی‌شده از راه رفتن انسان، ۱۰ فرد سالم جوان (۶ مذکر، ۴ مؤنث) را در حالت‌هایی به صورت حرکت دادن نرمال دست و سپس به حالت دست به سینه بر روی تردمیل مورد تجزیه‌وتحلیل بیومکانیکی قرار دادند. داده‌های بیومکانیکی آنها جهت محاسبه ممان‌های مفصل و مصرف انرژی مکانیکی آن بر ران، زانو و مچ پا متمرکز شده بودند. نتایج نشان داد که به مقدار قابل ملاحظه‌ای در هنگام راه رفتن بدون تکان دادن دست، مقدار متابولیسم بدن بالاتر بوده، اما میزان گشتاور زاویه‌ای پایین‌تر است، اگرچه اختلافات چشمگیری در این زمینه‌ها یافت نشد.[۵۱]

آمبرگر در سال ۲۰۰۸ بر روی تاثیر حذف حرکت دست بر برخی متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی محدودی تحقیق نمود؛ او ۸ فرد سالم و بالغ را با و بدون حرکت نرمال دست‌ها که با سرعت و فرکانس نرمال راه می‌رفتند، مورد ارزیابی قرار داد. نتایج تحقیق حاکی از این بود که زوایای مفصلی، سرعت‌های

زاویه‌ای و نیروهای واکنش زمین راه رفتن در هر دو وضعیت حرکت دست تقریباً مشابه است. ممان‌های مفصلی و قدرت عضلات نیز بین دو شرایط، یکسان بودند، با این حال، برخی از متغیرهای کینتیکی (مانند قدرت مفصل زانو) اساساً در حین فاز ایستایی، اختلافات بیشتری را نشان دادند. متغیری که بیشترین اختلاف را بین دو وضعیت نشان داد، مربوط به ممان حرکت عمودی پا و زمین بود.[۱۴]

کولینز و همکارانش در سال ۲۰۰۹ تحقیقی را بر روی ۲۰ فرد سالم پیرامون تاثیر نوسان دینامیک بازو بر راه رفتن انجام دادند. آنها یک مدل دینامیکی از راه رفتن انسان را همراه با حرکت آزاد دست و بدون حرکت آن تعبیه کردند و به بررسی تغییرات گشتاور محوری بدن پرداختند. اندازه‌گیری‌های آزمایشگاهی افراد مورد مطالعه آنان نشان داد که حرکت دست نرمال نیازمند حداقل گشتاور شانه است. درحالی‌که، ثابت نگه داشتن دست‌ها نیاز به ۱۲٪ مصرف انرژی متابولیکی بیشتر و افزایش گشتاور در این مفصل دارد. در میان مقادیر مکانیکی راه رفتن، ممان واکنش عمودی زمین بیش از همه تحت تأثیر حرکت دست‌ها واقع شده و بدون حرکت دست مقدار آن ۶۳٪ افزایش یافته بود.[۱۵]

جورسویک و همکارانش در سال ۲۰۱۰ در طی پژوهشی به مطالعه و بررسی اثر سرعت راه رفتن و تأثیر حرکت عضلات بالاتنه و اندام فوقانی بر مسیر حرکت مرکز جرم کل بدن و همچنین نیروهای واکنشی زمین در حین راه رفتن پرداختند. آنها تحقیق خود را با استفاده از سیستم Elite و صفحه نیروی Kistler بر روی ۵۲ فرد انجام دادند و نتیجه کلی آنان این بود که مولفه‌های نیروهای واکنشی زمین و مسیر مرکز جرم کل بدن تحت تأثیر تغییرات حرکت بازو و سرعت بود و حداکثر بزرگی مولفه‌های نیروی واکنش زمین برای راه رفتن با سرعت نرمال و حرکت بالاتنه افزایش می‌یابد، اما حرکت بالاتنه، بزرگی نوسانات عمودی مرکز جرم بدن را کاهش داده و می‌تواند بر مصرف انرژی نیز تأثیرگذار باشد.[۱۰] در همان سال بروئینج و همکارانش نیز به مطالعه موضوعی تحت عنوان تاثیر نوسان حرکت دست بر ثبات راه رفتن پرداختند و با این فرض که نشان داده شده است، حرکت دست در حین راه رفتن باعث کاهش مومنتوم زاویه‌ای حول محور عمودی و مصرف انرژی می‌شود و فرض شده است که پایداری راه رفتن را ارتقا می‌بخشد. میزان تأثیر حرکت دست بر پایداری موضعی و کلی راه رفتن را در حالت‌های ثابت و همچنین پس از ایجاد اختلال مورد مطالعه قرار دادند. بدین‌منظور آنها کینتیک بدن را در ۱۱ فرد مذکر در حین راه رفتن بر روی تردمیل با حرکت نرمال و حرکت محدودشده‌ی دست اندازه‌گیری کردند. در نیمی از تست‌ها، راه رفتن تحت تأثیر کشش روبه‌جلوی وارد بر بدن بود که موقعیت را کنترل می‌نمود و نیز نتیجه‌گیری شد که راه رفتن بدون حرکت دست منجر به کاهش توان و افزایش نیروهای آشفتگی می‌گردد. پیشنهاد کلی تحقیق این بود که راه رفتن بدون حرکت دست از نظر پایداری موضعی، مشابه با راه رفتن همراه با حرکت دست است، اما بازگشت به وضعیت طبیعی الگوی راه رفتن با حرکت دست محدودشده بسیار آهسته‌تر بود که این امر نشان می‌دهد دست‌ها نقش مهمی در بهبود پس از آشفتگی ایفا می‌نمایند.[۵۲] در همان سال، لانگ و همکارانش نیز به بررسی تاثیر محدودیت دست بر متغیرهای کینتیکی اندام تحتانی پرداختند؛ آنها از ۲۳ شرکت‌کننده‌ی جوان و سالم خواستند تا با قرارگیری در چهار وضعیت اندام فوقانی که به صورت تصادفی تنظیم شده بودند (بدون محدودیت، محدودیت دوطرفه، محدودیت سمت راست، محدودیت سمت چپ)، راه بروند. سپس پارامترهای فضایی زمانی، کینتیکی و کینماتیکی اندام تحتانی را حین راه رفتن ارزیابی کردند. نتایج تحقیق حاکی از کاهش سرعت راه رفتن و طول گام برای تمامی شرایط همراه با محدودیت و اختلافات در معیارهای کینتیکی در زانو و ران بود.[۳۱]

بایدر (۲۰۱۲) با موضوعی تحت عنوان نقش اندام فوقانی در راه رفتن انسان، به تحلیل تغییرات برهم کنش‌های دست، قفسه سینه و لگن تحت دستکاری‌های مختلف و همچنین ارتباط آن با کنترل ممان زاویه‌ای، در ۲۵ فرد سالم پرداخت. متغیرهای مورد استفاده تحقیق شامل سرعت راه رفتن، کینماتیک دست‌ها و قفسه سینه (حذف حرکت دست و کاهش چرخش زاویه‌ای) و نوع حرکت (راه رفتن و دویدن) بود. در مطالعه‌ی اول، دستکاری حرکت دست و چرخش زاویه‌ای منجر به تغییراتی در هماهنگی قفسه سینه-لگن و ممان زاویه‌ای اندام‌های فوقانی و تحتانی شد که برای حفظ کنترل ممان زاویه‌ای در چرخش تطبیقی بدن طراحی شده بودند و راه رفتن بدون حرکت دست منجر به افزایش بازه‌ی ممان زاویه‌ای کل بدن گردید؛ بنابراین نتیجه‌گیری شد که افزایش ممان زاویه‌ای، احتمالاً منجر به مشکلاتی در حفظ تعادل می‌گردد. در مطالعه‌ی دیگری نیز او، افراد بزرگسالی را با تغییر کمتر در هماهنگی قفسه سینه-لگن، در هنگام افزایش سرعت نسبت به افراد جوان تحت بررسی قرار داد و مشاهده کرد که اختلافات مومنتوم زاویه‌ای در سرعت‌های پایین کاملا مشخص است، اما در سرعت‌های بالاتر این امر صادق نیست. در مطالعه‌ی سوم، حالت‌های تحرک راه رفتن و دویدن منجر به سازوکارهای متفاوتی در هماهنگی قفسه سینه-لگن و حرکت دست شده بود. رابطه‌ی معکوسی میان هماهنگی و تنظیم ممان زاویه‌ای دیده شد؛ یعنی هرچه الگوی هماهنگی درون‌فازی در راه رفتن بیشتر باشد، حرکت دست کمتر بوده، درحالی‌که الگوی هماهنگی درون‌فازی در دویدن با حرکت دست بیشتر هماهنگ بود. در هر دو حالت تحرک، حرکت دست برای تعمیم دادن ممان زاویه‌ای نسبت به حرکت پاها استفاده گردید. یافته‌های کلی از این مطالعات این‌گونه بود که ممان زاویه‌ای، عاملی از تحرک انسانی است که بدون در نظر گرفتن درجه‌ی هماهنگی قفسه سینه-لگن تنظیم می‌شود تا اجازه دهد که ممان دست‌ها با ممان پاها هماهنگ گردد.[۵۳] آنجلینی و همکارانش در سال ۲۰۱۷ به مطالعه ارزیابی اختلافات، میان پارامترهای راه رفتن و داده‌های نیرو پرداختند و پنج الگوی حرکت دست را در حین راه رفتن مقایسه کردند. تحلیل حرکتی آنها بر روی ۶ مرد سالم و با استفاده از ۱۰ سیستم ثبت اطلاعات و دو صفحه نیروی AMTI اجرا گردید. زمان، طول گام، زمان کل گام‌برداری و طول آن به همراه نیروهای واکنشی زمین و ممان عمودی آزاد در میان گروه‌ها مقایسه شدند. نتایج به‌دست‌آمده هیچ اختلاف آماری ($P>0.05$) را برای پارامترهای راه رفتن و نیروهای واکنشی زمین نشان نداد. با این وجود، تأثیر عمده‌ی حرکت دست بر ممان عمودی آزاد مشاهده گردید. در واقع محدود کردن دست‌ها نسبت به حرکت

دادن آنها باعث افزایش بزرگی اوج گشتاور عمودی میان زمین و پا گردیده بود. همچنین اگرچه دست‌ها دارای تأثیر کمی بر صفحه‌ی ساژیتال و قدامی در حرکت بودند، اما سهم دخالت آنها در صفحه‌ی عرضی کاملا مرتبط بوده است.[۵۴] آنجلینی در مطالعه دیگری نیز در همان سال (۲۰۱۷) به مطالعه‌ای تحت عنوان تاثیر حرکت دست بر ستون فقرات و نیروهای مفصلی ران، با هدف درک بهتر سهم اندام‌های فوقانی در راه رفتن و نیروهای واکنشی مفصلی پرداختند. او یک تحلیل حرکتی سه‌بعدی با استفاده از یک سیستم ثبت حرکت بر ۶ مرد سالم و ۳ بیمار انجام داد. در طی تحقیق، هر فرد شروع به پیاده‌روی در شدت‌های مختلف حرکت دست (کم، متوسط و بزرگ) و موقعیت‌های مختلف دست (بسته‌شده به بدن و دست‌به‌سینه) نمود. داده‌های حرکتی توسط یک نرم‌افزار تحلیل اسکلتی-عضلانی به منظور بررسی دینامیک معکوس و سینماتیک استخراج شد. بازه‌ی حرکتی قفسه‌ی سینه با توجه به لگن و همچنین بازه‌ی حرکتی لگن با توجه به زمین در صفحه‌ی عرضی به طور قابل ملاحظه‌ای با موقعیت دست و شدت حرکت آن در حین راه رفتن مرتبط بود. بازه‌ی حرکت چرخشی درونی-بیرونی در ران، از نظر آماری به طور نامحسوسی تغییر کرده بود. برخلاف نیروهای واکنشی مفصل ران، بارهای وارد بر ستون فقرات در T12-L1 و L5-S1 اختلافات قابل توجهی در زمان بلند شدن انگشت شست پا و برخورد پاشنه با زمین را نشان داد؛ بنابراین نتیجه‌گیری شد که موقعیت دست و اندازه‌ی حرکت آن دارای اثر مرتبطی بر متغیرهای سینماتیک و نیز بارهای وارد بر ستون فقرات دارد، اما این تأثیر بر بارهای وارد بر ران در حین راه رفتن دیده نمی‌شود.[۵۵]

جدول ۲. مطالعات انجام‌گرفته در زمینه تاثیر تغییرات الگوی حرکتی اندام فوقانی بر متغیرهای کینتیکی راه رفتن از سال ۱۹۹۰ تا ۲۰۱۹

محقق	آزمودنی‌ها	پروتکل و نوع الگوی به‌کارگرفته‌شده	متغیرهای مورد مطالعه	نتایج
آمبرگ و همکاران (۲۰۰۶)[۵۱]	۱۰ فرد سالم	با و بدون نوسان دست‌ها	ممان مفصل	در وضعیت بدون نوسان، کاهش میزان گشتاور زاویه‌ای مفصل
آمبرگر و همکاران (۲۰۰۸)[۱۴]	۸ فرد سالم	حذف حرکت دست	نیروی واکنشی زمین، حرکت و ممان مفصل	نیرو و ممان بدون تفاوت، اما افزایش حرکت ممان عمودی پا
کولینز و همکاران (۲۰۰۹)[۱۵]	۲۰ فرد سالم	بدون حرکت دست	گشتاور محوری بدن	افزایش گشتاور، ممان و نیروی واکنش عمودی
جورسیک و همکاران (۲۰۱۰)[۱۰]	۵۲ نفر	دست بسته	نیروی واکنشی زمین	افزایش نیروی واکنشی زمین
برونیچ و همکاران (۲۰۱۰)[۵۲]	۱۱ فرد سالم	دست محدودشده	مومنتوم زاویه‌ای COM	افزایش ممنتوم زاویه COM
لانگ و همکاران (۲۰۱۰)[۳۱]	۲۳ فرد سالم	محدودیت دوطرفه، محدودیت سمت راست و محدودیت سمت چپ	نیرو	بدون تغییر
فایز و همکارانش[۴۰]	۲۳ فرد مبتلا به سکته مغزی	با و بدون پرتاب دست‌ها	گشتاور مرکز گرانش	کاهش گشتاور COM
بایدر (۲۰۱۲)[۵۳]	۲۵ فرد سالم	بدون حرکت دست	ممان زاویه‌ای اندام فوقانی، تحتانی و ممان چرخشی	افزایش ممان زاویه‌ای کل بدن
چنگ و همکاران (۲۰۱۴)[۴۳]	۱۲ مرد بالغ	در وضعیت دست بسته	ممان اینرسی	افزایش ممان اینرسی
سوگ یانگ و همکاران (۲۰۱۵)[۴۴]	۲۰ فرد سالم	وضعیت دست محدودشده	نیروی واکنشی زمین	افزایش نیروی واکنشی زمین
آنجیلینی و همکاران (۲۰۱۷)[۵۵]	۶ مرد سالم	مقایسه پنج الگوی مختلف	نیرو و ممان عمودی	بدون اختلاف معنادار در نیرو و افزایش ممان عمودی در حالت دست بسته
آنجلینی (۲۰۱۷)[۵۴]	۶ مرد سالم و ۳ فرد بیمار	شدت‌های مختلف حرکت دست (کم، متوسط و زیاد) در وضعیت بسته‌شده، بسته‌نشده و دست‌به‌سینه	نیروی مفصلی ران، نیروی واکنشی زمین و نیروی ستون فقرات	افزایش نیرو در ران و ستون فقرات در قسمت‌های L1-T12 و S1-L5

بحث

با توجه به هدف مطالعه حاضر، در بررسی تحقیقات انجام-گرفته پیرامون تاثیر تغییرات الگوی حرکتی اندام فوقانی بر متغیرهای بیومکانیکی راه رفتن، مجموعا ۱۹ تحقیق در ارتباط با متغیرهای کینماتیکی و فضایی زمانی و ۱۲ مطالعه در ارتباط با متغیرهای کینتیکی صورت گرفته است. بررسی نتایج تحقیقات انجام‌شده در این زمینه‌ها نشان می‌دهد که تغییر الگو در اندام فوقانی به گونه‌ای مختلف، تاثیر متفاوتی بر متغیرهای کینماتیکی و فضایی زمانی راه رفتن دارد، به گونه-ای که متداول‌ترین الگوی آزمایش‌شده که شامل ایجاد محدودیت در دست‌ها است، باعث تغییر فرکانس گام، کاهش طول گام و کاهش آهنگ گام می‌شود[۲۲، ۳۴، ۳۷، ۳۸، ۴۳، ۴۴، ۴۷، ۴۹، ۵۰]، اما در برخی مطالعات این باور وجود دارد که ساکن نمودن و یا بی‌حرکت نمودن دست‌ها هیچ تغییر کینماتیکی و فضایی زمانی ایجاد نمی‌کند.[۱۴، ۳۵، ۳۷، ۴۳، ۴۶] در وضعیت پرتاب کردن دست، نتایج متفاوت است و سرعت راه رفتن افزایش، زمان ساپورت دوگانه کاهش، اما در سایر متغیرها تفاوت چشمگیری وجود ندارد.[۴۰] از منظر تاثیر کینتیکی در وضعیت مهار یا ایجاد محدودیت حرکت دست، میزان گشتاور زاویه‌ای کاهش، اما حرکت عمودی COM و نیروی واکنشی زمین افزایش می‌یابد.[۱۰، ۱۴، ۱۵، ۴۳، ۴۴، ۵۲-۵۵] با این وجود، در مقالات اندکی به چشم می‌خورد که در این متغیرها تفاوتی دیده نشود[۵۱] و نیرو یکسان باشد.[۱۴، ۳۱]

آن‌گونه که از نتایج این تحقیقات استنباط می‌شود، تغییر برخی الگوها، بر بخشی از متغیرهای فضایی زمانی مانند طول گام، فرکانس و آهنگ گام و متغیر کینماتیکی سرعت و نیز متغیر کینتیکی گشتاور تاثیر دارد، اما بر سایر پارامترها بی‌اثر است. به‌طورکلی، در میان نتایج تحقیقات صورت‌گرفته و تاثیر تغییر الگوها، تناقض یافت می‌شود و مطالعات اندکی نیز بر این باور هستند که تغییر الگوها بر متغیرهای بیومکانیکی راه رفتن (کینتیکی، کینماتیکی و فضایی زمانی) هیچ تاثیری ندارد.[۱۴، ۳۱، ۳۵، ۳۷، ۴۳، ۴۶، ۵۱] شاید بتوان از مهمترین علل وجود این اختلافات در نتایج به‌دست‌آمده از تحقیقات، استفاده از جنسیت‌ها و گروه‌های سنی مختلف، مبتلا بودن افراد مورد آزمایش به بیماری‌های زمینه‌ای گوناگون، استفاده از ابزار و وسایل آزمایشگاهی متفاوت و همچنین عدم بررسی جامع پارامترهای مختلف بیومکانیکی در یک تحقیق واحد را نام برد. علاوه بر این، می‌توان خاطر نشان کرد که استفاده از تنها چند الگوی محدود در اندام فوقانی جهت بررسی تاثیرات آنها بر پارامترهای بیومکانیکی اندام تحتانی و راه رفتن نیز ممکن است از علل اصلی وجود این تناقضات در نظر گرفته شود؛ بنابراین نمی‌توان درباره چگونگی تاثیر این تغییرات به طور قطع اظهار نظر نمود و نیاز به بررسی‌های جامع‌تر در این زمینه توصیه می‌شود.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج مطالعه مروری سیستماتیک حاضر، می‌توان بیان داشت که در الگوهای مختلف اندام فوقانی بر متغیرهای فضایی زمانی مربوط به فرکانس و طول گام و نیز متغیر کینماتیکی سرعت، علی‌رغم برخی ابهامات و تناقضات در مقالات، تفاوت وجود دارد و در زمینه کینتیک نیز بیشتر تغییرات در پارامتر گشتاور دیده می‌شود؛ بنابراین تاثیر و چگونگی تغییرات الگوی اندام فوقانی در حین راه رافتن چه در افراد عادی و چه در بیماران پاتولوژیک قابل توجه بوده و باید مورد بررسی قرار گیرد و نیز از تمرینات ASE برای توانبخشی این افراد استفاده و به آن توجه شود.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر بر اساس رساله دکتری تخصصی رشته بیومکانیک ورزشی خانم راضیه یوسفیان ملا به راهنمایی دکتر حیدر صادقی می‌باشد. بدین‌وسیله از تمامی اساتیدی که در انجام تحقیق حاضر یاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

1. Lippert LS, Minor MAD. Laboratory Manual for Clinical Kinesiology and Anatomy: FA Davis; 2017.
2. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. Gait & posture. 2000;12(1):34-45.
3. Oatis CA. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement: Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia; 2004.
4. Whittle MW. Gait analysis. The Soft Tissues: Elsevier; 1993. p. 187-99.
5. Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function: a comprehensive analysis: FA Davis; 2011.
6. Canton SP. Active Versus Passive Control of Arm Swing: Implication of the Restriction of Pelvis Rotation during Human Locomotion. 2015.
7. Sadeghi H. Local or global asymmetry in gait of people without impairments. Gait & posture. 2003;17(3):197-204.
8. Ballesteros MLF, Buchthal F, Rosenfalck P. The pattern of muscular activity during the arm swing of natural walking. Acta Physiologica Scandinavica. 1965;63(3):296-310.
9. Yizhar Z, Boulos S, Inbar O, Carmeli E. The effect of restricted arm swing on energy expenditure in healthy men. International journal of rehabilitation research. 2009;32(2):115-23.
10. Jurčević Lulić T, Sušić A, Kodvanj J. Biomechanical analysis of walking: Effects of gait velocity and arm swing amplitude. Periodicum biologorum. 2010;112(1):13-7.
11. Lewek MD, Poole R, Johnson J, Halawa O, Huang X. Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of

Parkinson's disease. Gait & posture. 2010;31(2):256-60.
12. Meyns P, Bruijn SM, Duysens J. The how and why of arm swing during human walking. Gait & posture. 2013;38(4):555-62.
13. Bernstein N. The co-ordination and regulation of movements. The co-ordination and regulation of movements. 1966.
14. Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. Journal of biomechanics. 2008;41(11):2575-80.
15. Collins SH, Adamczyk PG, Kuo AD. Dynamic arm swinging in human walking. Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences. 2009;276(1673):3679-88.
16. Zehr EP, Duysens J. Regulation of arm and leg movement during human locomotion. The Neuroscientist. 2004;10(4):347-61.
17. Ferris DP, Huang HJ, Kao P-C. Moving the arms to activate the legs. Exercise and sport sciences reviews. 2006;34(3):113-20.
18. Frigon A, Collins DF, Zehr EP. Effect of rhythmic arm movement on reflexes in the legs: modulation of soleus H-reflexes and somatosensory conditioning. Journal of neurophysiology. 2004;91(4):1516-23.
19. Ortega JD, Fehlman LA, Farley CT. Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. Journal of biomechanics. 2008;41(16):3303-8.
20. Wu Y, Li Y, Liu A-M, Xiao F, Wang Y-Z, Hu F, et al. Effect of active arm swing to local dynamic stability during walking. Human movement science. 2016;45:102-9.
21. Burnett CN, Johnson EW. Development of gait in childhood: Part II. Developmental Medicine & Child Neurology. 1971;13(2):207-15.
22. Eke-Okoro ST, Gregoric M, Larsson L-E. Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase. Clinical Biomechanics. 1997;12(7-8):516-21.
23. Yen S-C, Schmit BD, Wu M. Using swing resistance and assistance to improve gait symmetry in individuals post-stroke. Human movement science. 2015;42:212-24.
24. Marks R. The effect of restricting arm swing during normal locomotion. Biomedical sciences instrumentation. 1997;33:209-15.
25. Churproong S, Khampirat B, Ratanajaipan P, Tattathongkom P. The effect of the arm swing on the heart rate of non-athletes. J Med Associ Thai. 2015;98:S79-86.
26. de Kam D, Duysens J, Dietz V. Do we need allowing arm movements for rehabilitation of gait? Converging clinical and engineering research on neurorehabilitation: Springer; 2013. p. 957-61.
27. Stephenson JL, De Serres SJ, Lamontagne A. The effect of arm movements on the lower limb during gait after a stroke. Gait & posture. 2010;31(1):109-15.
28. Sylos-Labini F, Ivanenko Y, MacLellan M, Cappellini G, Poppele R. Locomotor-Like Leg Movements Evoked by Rhythmic Arm Movements. 2014.
29. Lo HS, Xie SQ. Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects. Medical engineering & physics. 2012;34(3):261-8.
30. Gopura R, Bandara D, Kiguchi K, Mann GK. Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review. Robotics and Autonomous Systems. 2016;75:203-20.
31. Long JT, Groner JB, Eastwood DC, Dillingham TR, Grover P, Harris GF. Implications of Arm Restraint on Lower Extremity Kinetics During Gait. Journal of Experimental & Clinical Medicine. 2011;3(5):200-6.
32. van Dieën JH, Kingma I, Van der Bug J. Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting. Journal of biomechanics. 2003;36(12):1829-36.
33. Perry J, Davids JR. Gait analysis: normal and pathological function. Journal of Pediatric Orthopaedics. 1992;12(6):815.
34. Hinrichs RN. Whole body movement: coordination of arms and legs in walking and running. Multiple muscle systems: Springer; 1990. p. 694-705.
35. Bahamonde RE, Lim YT, Fluharty S. Kinematical Comparisons of Two Different Types of Arm Swing Motion During Fitness Walking. 한국체육학회지. 2000;39(3):674-86.
36. Kim DY, Park CI, Park ES, Han SB. Role of Arm Swing on Gait. Journal of the Korean Academy of Rehabilitation Medicine. 2001;25(6):1031-40.
37. Hong M, Earhart G, Damiano D, Perlmutter J. Decreased Arm Swing At Fast Walking Speed In Mild Parkinson Disease (pd). Journal of Neurologic Physical Therapy. 2005;29(4):209-10.
38. Ford MP, Wagenaar RC, Newell KM. The effects of auditory rhythms and instruction on walking patterns in individuals post stroke. Gait & posture. 2007;26(1):150-5.
39. Kim D-J, Prabhakaran B, editors. Analysis of human motions with arm constraint. Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE; 2011: IEEE.
40. Fayez ES, El-Wishy AA. Impact of Arm Sling on Gait Pattern in Patients with Stroke: A randomized Cross-over Study. Bulletin of Faculty of Physical Therapy. 2011;16(1).
41. Dedieu P, Zanone P-G. Effects of gait pattern and arm swing on intergirdle coordination. Human movement science. 2012;31(3):660-71.
42. Carmo A, Kleiner A, Costa P, Barros R. Three-dimensional kinematic analysis of upper and lower limb motion during gait of post-stroke patients. Brazilian Journal of Medical and Biological Research. 2012;45(6):537-45.

43. Cheng KB, Huang Y-C, Kuo S-Y. Effect of arm swing on single-step balance recovery. Human movement science. 2014;38:173-84.
44. Yang HS, Atkins LT, Jensen DB, James CR. Effects of constrained arm swing on vertical center of mass displacement during walking. Gait & posture. 2015;42(4):430-4.
45. Punt M, Bruijn SM, Wittink H, van Dieën JH. Effect of arm swing strategy on local dynamic stability of human gait. Gait & posture. 2015;41(2):504-9.
46. Dreyfuss D, Elbaz A, Mor A, Segal G, Calif E. The effect of upper limb casting on gait pattern. International journal of rehabilitation research. 2016;39(2):176-80.
47. Yoon J, Park J, Park K, Jo G, Kim H, Jang W, et al. The effects of additional arm weights on arm-swing magnitude and gait patterns in Parkinson's disease. Clinical Neurophysiology. 2016;127(1):693-7.
48. Erdogan AT, Dal U, Marasligil B, Beydagi H. Effect of upper extremity swing restrain on walking energy consumption and balance/Ust ekstremite salinimi kisitlanmasinin yurume enerji tuketimine ve dengeye etkisi. Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation. 2016;62(4):329-37.
49. Koo H-M, Lee S-Y. Gait analysis on the condition of arm swing in healthy young adults. Physical Therapy Rehabilitation Science. 2016;5(3):149-54.
50. Johansson GM, Frykberg GE, Grip H, Broström EW, Häger CK. Assessment of arm movements during gait in stroke–The Arm Posture Score. Gait & posture. 2014;40(4):549-55.
51. Umberger BR, Shapiro R. Effects of arm swing on energetic and kinetic descriptors of human gait. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2006;38(5):S258-S9.
52. Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, van Dieën JH. The effects of arm swing on human gait stability. Journal of experimental biology. 2010;213(23):3945-52.
53. Baird JL. The role of the upper body in human locomotion. 2012.
54. Angelini L, Di Puccio F, Zander T, Schmidt H. Influence of arm motion on spatio-temporal gait parameters and on force data. IOSR J Sports Phys Edu. 2016;3:12-6.
55. Angelini L, Damm P, Zander T, Arshad R, Di Puccio F, Schmidt H. Effect of arm swinging on lumbar spine and hip joint forces. Journal of biomechanics. 2018;70:185-95.