

## The Influence of Movement Velocity on Inter-Lower-Limbs Kinematical Symmetry in Normal Walking: Pilot Study

Alireza Nasirzade<sup>1\*</sup>, Heydar Sadeghi<sup>2</sup>, Hamid Reza Mokhtarinia<sup>3</sup>, Abbas Rahimi<sup>4</sup>

1. PhD Candidate in Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences and Physical Education, Kharazmi University, Tehran, Iran
2. Professor of Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences and Physical Education, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Assistant Professor of Physiotherapy, Department of Ergonomics, University of Social Welfare Rehabilitation Science, Tehran, Iran
4. Professor of Physiotherapy, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

**Received: 2015.July.24   Revised: 2016. August.21   Accepted: 2016.August.22**

### Abstract

**Background and Aim:** Changes in horizontal velocity are known to influence many biomechanical characteristics of walking. The aim of the present study was to investigate the influence of movement velocity on lower-limb symmetry in normal walking.

**Materials and Methods:** A total of 11 angular and eight temporal parameters from sagittal plane angle-time curves of both lower limbs joints of 10 young able-bodied males were collected at each of the three relative velocity conditions (slow, normal and fast) using a six-camera motion capture system. Data was analyzed using a series of 2×3 repeated measures ANOVAs at the significance level of 0.05.

**Results:** The results revealed that in all the four angular parameters and the six temporal parameters, on which speed and lower-limb had significant influence, asymmetry was found between the limbs in slow-velocity walking. However, in normal-velocity walking, the two angular parameters and the four temporal parameters and in fast-velocity walking only one of the temporal parameters demonstrated asymmetry between the limbs.

**Conclusion:** Analysis of interaction effects of walking velocity and lower-limb showed the greater asymmetries at the slow velocity condition with a trend toward improved symmetry at higher velocities. Considering the possibility of the effect of movement velocity, it is recommended that this factor be controlled during investigating the walking behavior in clinical and research settings.

**Keywords:** Kinematic; Walking; Velocity; Inter-Limb Symmetry

**Cite this article as:** Alireza Nasirzade, Heydar Sadeghi, Hamid Reza Mokhtarinia, Abbas Rahimi. The Influence of Movement Velocity on Inter-Lower-Limbs Kinematical Symmetry in Normal Walking: Pilot Study. *J Rehab Med.* 2017; 5(4): 159-172.

\* **Corresponding Author:** Alireza Nasirzade, PhD Candidate in sports biomechanics, Faculty of sports sciences and physical education, Kharazmi University, Tehran, Iran  
Email: alireza.nasirzade@gmail.com

## تأثیر سرعت حرکت بر تقارن کینماتیکی بین اندام‌های تحتانی هنگام راه رفتن طبیعی: مطالعه مقدماتی

علیرضا نصیرزاده<sup>۱</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>، حمیدرضا مختاری‌نیا<sup>۳</sup>، عباس رحیمی<sup>۴</sup>

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. استاد تمام بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استادیار فیزیوتراپی، گروه ارگونومی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران
۴. استاد گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

\* دریافت مقاله ۱۳۹۴/۰۵/۰۲ بازنگری مقاله ۱۳۹۵/۰۵/۳۱ پذیرش مقاله ۱۳۹۵/۰۶/۰۱ \*

### چکیده

#### مقدمه و اهداف

از آنجا که تغییر در سرعت حرکت می‌تواند اثر قابل توجهی بر ویژگی‌های بیومکانیکی راه رفتن داشته باشد، هدف از انجام تحقیق حاضر، مطالعه چگونگی تغییر تقارن حرکت بین اندام‌های تحتانی حین راه رفتن طبیعی با سرعت‌های مختلف از دیدگاه کینماتیکی بوده است.

#### مواد و روش‌ها

۱۱ پارامتر زاویه‌ای و ۸ پارامتر زمانی نمودار زاویه زمان سطح سجیتال مفاصل اندام تحتانی ۱۰ مرد جوان فعال در سه سرعت حرکت (آهسته، معمولی و سریع) با استفاده از یک سیستم آنالیز حرکت ۶ دوربینه مورد مقایسه قرار گرفت. داده‌ها با استفاده از آزمون ANOVA با اندازه‌گیری‌های مکرر طرح ترکیبی ۲×۳ در سطح معناداری ۰/۰۵ تحلیل شد.

#### یافته‌ها

نتایج نشان داد از میان ۴ پارامتر زاویه‌ای و ۶ پارامتر زمانی که تأثیر توأم سرعت و اندام تحتانی بر آنها معنی‌دار بود، در راه رفتن با سرعت آهسته عدم تقارن بین اندامی در مورد تمامی این ۱۰ پارامتر بروز کرده است. در حالی که در سرعت راه رفتن معمولی ۲ پارامتر زاویه‌ای و ۴ پارامتر زمانی و در مورد راه رفتن سریع تنها یک پارامتر زمانی عدم تقارن بین اندامی را نشان دادند.

#### نتیجه‌گیری

با توجه به اینکه تحلیل تأثیر توأم سرعت حرکت و اندام تحتانی نشان داد که عدم تقارن در سرعت آهسته راه رفتن بیشتر است و با افزایش سرعت حرکت، تقارن حرکت بهبود پیدا می‌کند، بنابراین توصیه می‌شود در زمان ارزیابی‌های آزمایشگاهی و بالینی راه رفتن، عامل سرعت حرکت به دلیل احتمال تأثیرگذاری آن بر رفتار اندام‌های تحتانی به عنوان عامل کنترلی مد نظر قرار گیرد.

#### واژگان کلیدی

کینماتیک؛ راه رفتن؛ سرعت؛ تقارن بین اندامی

**نویسنده مسئول:** علیرضا نصیرزاده، بزرگراه شهید حقانی، رازان جنوبی، مجموعه شهید کشوری، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران  
آدرس الکترونیک: alireza.nasirzade@gmail.com

## مقدمه و اهداف

راه رفتن اصلی‌ترین حرکت انسان برای جابجایی و فعالیت بدنی است و روشی برای جابجایی با استفاده‌ی متناوب از هر دو پا برای دستیابی به حمایت (تکیه‌گاه) و پیشروی (رانش) است، به طوری که در تمامی مراحل حداقل یک پا در تماس با زمین باشد.<sup>[۱]</sup> راه رفتن افراد سالم را می‌توان به عنوان فعالیتی هماهنگ و کارآمد دانست، در حالی که بیماری یا تروما می‌تواند هماهنگی، سرعت و تطبیق‌پذیری آن را تحت تأثیر قرار دهد.<sup>[۲]</sup> تقارن در راه رفتن به صورت توافق کامل بین اعمال اندام تحتانی هنگام راه رفتن تعریف شده است.<sup>[۳]</sup> برخی محققان راه رفتن را در شرایطی متقارن دانسته‌اند که پارامترهای مختلف کینماتیکی و کینتیکی اندازه‌گیری شده برای اندام‌های طرفی، یکسان یا تفاوت آنها از نظر آماری معنادار نباشد.<sup>[۴]</sup> در این زمینه تعاریف و برداشت‌های متفاوتی وجود دارد، با این وجود به نظر می‌رسد علی‌رغم تعاریف متفاوت، ایده‌ی اصلی برای بیان مفهوم تقارن راه رفتن این‌گونه است که هر دو اندام رفتاری مشابه داشته باشند.<sup>[۳ و ۵]</sup>

بحث در مورد تقارن راه رفتن از دو منظر روش تحقیق و بررسی بالینی دارای اهمیت است. در حوزه‌ی پژوهش، تقارن بین اندام‌های تحتانی به عنوان پیش فرضی برای بسیاری از مطالعات بیومکانیکی در نظر گرفته می‌شود، به طوری که با فرض تقارن عملکرد اندام‌های تحتانی، کاهش قابل‌ملاحظه‌ای در داده‌های جمع‌آوری شده و به تبع آن تحلیل اطلاعات به وجود می‌آید.<sup>[۶]</sup> با این حال روش ارزیابی یک طرفه توانایی بررسی چگونگی رفتار و تأثیرگذاری اندام مقابل را ندارد و می‌تواند ارزیابی را با اشکال مواجه کند و با توجه به احتمال تفاوت رفتاری بین اندام‌های تحتانی برتر و غیر برتر<sup>[۳]</sup>، ضروری است که موضوع اثر تقارن در روش‌شناسی تحقیق مورد نظر قرار گرفته و اشاره شود که کدام اندام مورد ارزیابی انجام گرفته است.

در حوزه‌ی بالینی وجود تقارن یا عدم تقارن در راه رفتن از مباحث کلیدی در زمینه‌ی مطالعات مربوط به بیماری‌ها و ناهنجاری‌ها است. بر اساس نتایج گزارش شده در حالت کلی اختلال در عملکرد اندام تحتانی ناشی از بیماری و ناهنجاری بر تقارن راه رفتن تأثیرگذار بوده و آن‌را کاهش می‌دهد.<sup>[۳ و ۶]</sup> در این وضعیت تقارن راه رفتن به عنوان متغیری مهم برای ارزیابی میزان ناکارآمدی عملکردی بیمار یا فرد دچار ناهنجاری در نظر گرفته می‌شود، در نتیجه دستیابی به تقارن کامل یا کاهش عدم تقارن راه رفتن در افراد دچار هرگونه اختلال، قبل و بعد از توانبخشی نیز به عنوان روشی برای بررسی اثربخشی الگوی درمانی بکار گرفته شده، مورد استفاده قرار گرفته است.<sup>[۷ و ۸]</sup>

از آنجا که به خوبی اثبات شده است که تغییر در سرعت افقی، اثر قابل‌توجهی بر ویژگی‌های بیومکانیکی راه رفتن دارد<sup>[۲]</sup>، یک فرض منطقی این است که سرعت حرکت می‌تواند بر میزان تقارن بین اندام‌ها در راه رفتن نیز تأثیرگذار باشد.<sup>[۹]</sup> این شرایط در مورد افراد سالم<sup>[۹]</sup> و دارای ناهنجاری<sup>[۱۰]</sup> و با بررسی پارامترهای بیومکانیکی مختلف انجام گرفته است و نتایج متفاوت و ضد و نقیضی در این زمینه گزارش شده است، به طوری که در برخی شرایط تغییرات سرعت حرکت با افزایش یا کاهش عدم تقارن راه رفتن همراه بوده است.<sup>[۶]</sup> از طرفی دیگر نیز محققان از روش‌های مختلفی برای تنظیم سرعت راه رفتن استفاده کرده‌اند که شامل استفاده از تردمیل<sup>[۱۰]</sup>، مترونوم برای تنظیم ریتم راه رفتن<sup>[۱۱]</sup> و تجهیزات اندازه‌گیری سرعت مانند دوربین‌های لیزری<sup>[۹]</sup> بوده است، اما استفاده از این روش‌ها می‌تواند با اختلالاتی در الگوی طبیعی راه رفتن آزمودنی‌ها همراه باشد، زیرا در حالت عادی افراد از این وسایل در زندگی روزمره استفاده نمی‌کنند یا برای مثال استفاده از تردمیل می‌تواند تغییراتی را در الگوی راه رفتن همچون کوتاه کردن فاز استقرار و تغییرات معناداری در رفتار کینماتیکی اندام‌های تحتانی نسبت به راه رفتن روی زمین به وجود آورد.<sup>[۱۱ و ۱۲]</sup> همچنین به دلیل اینکه سرعت راه رفتن به عنوان یکی از شاخص‌های بهبودی بیماران پس از دوره توانبخشی در نظر گرفته می‌شود<sup>[۱۰ و ۱۳]</sup> و اینکه این ارزیابی معمولاً بدون استفاده از تجهیزات خاصی همچون تردمیل به منظور تنظیم سرعت راه رفتن انجام می‌گیرد، بنابراین برخورداری از اطلاعات لازم در مورد اینکه چگونه خصوصیات کینماتیکی اندام‌ها و همچنین تقارن آنها تحت تأثیر سرعت راه رفتن قرار گیرد، می‌تواند اهمیت بالایی داشته باشد. از آنجایی که تاکنون مطالعه‌ای به بررسی این مطلب نپرداخته است، هدف از مطالعه‌ی حاضر بررسی تأثیر سرعت حرکت بر تقارن کینماتیکی بین اندام‌های تحتانی هنگام راه رفتن طبیعی بود.

## مواد و روش‌ها

مطالعه حاضر از نوع نیمه تجربی با رویکرد مقایسه‌ای است. آزمودنی‌های مطالعه حاضر شامل ۱۰ مرد جوان سالم فعال (سن: ۱۹/۸±۲/۲ سال، قد: ۱۸۰±۴/۱ سانتی‌متر و وزن: ۷۲/۴±۸/۱ کیلوگرم) بودند که به‌طور داوطلبانه در تحقیق پیش‌رو حضور داشتند. این افراد هیچ‌گونه سابقه و ناهنجاری اسکلتی-عضلانی و عصبی-عضلانی و همین‌طور جراحی تأثیرگذار بر الگوی راه رفتن نداشتند. طول پای آزمودنی‌ها مورد اندازه‌گیری

قرار گرفت تا اطمینان حاصل شود تفاوت بیشتر از ۲ سانتی متر نباشد.<sup>[۱۴]</sup> آزمودنی‌ها دارای اندام تحتانی راست برتر بودند که با استفاده از روش پای انتخابی برای ضربه زدن به توپ تعیین شد.<sup>[۳]</sup>

به منظور انجام پروتکل آزمون‌های تحقیق پس از ارائه توضیحات لازم به آزمودنی‌ها در ارتباط با شرایط تحقیق و پوشیدن لباس مناسب، از سیستم مارکرگذاری سه بعدی استفاده شد و مارکرهای بازتاب‌کننده‌ی نور با قطر ۲/۵ سانتی‌متر بروی قوزک خارجی<sup>۱</sup>، پاشنه<sup>۲</sup> و لبه‌ی خارجی پنجمین استخوان کف پای<sup>۳</sup>؛ نوک ایپی‌کندیل خارجی<sup>۴</sup> و میانه جانبی ساق<sup>۵</sup>؛ تروکانتر بزرگ<sup>۶</sup> و میانه جانبی استخوان ران<sup>۷</sup>؛ خار خاصره قدامی فوقانی<sup>۸</sup>، تاج خاصره<sup>۹</sup> و مفصل گلهومرال<sup>۱۰</sup> هر دو سمت بدن نصب شدند.<sup>[۱۵]</sup> داده‌های موقعیت مارکرها با استفاده از سیستم آنالیز حرکت وایکن ۴۶۰ (OxfordMetrics, VICON، انگلستان) دارای ۶ دوربین مادون قرمز با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. دوربین‌ها در میانه مسیر راه رفتن به طول ده متر قرار داشتند، به طوری که در هر سمت سه دوربین قرار داده شد که قبل از انجام آزمون‌ها بر اساس روش ارائه شده توسط شرکت سازنده کالیبره شدند. آزمودنی‌ها راه رفتن طبیعی را با سه سرعت آهسته، معمولی و سریع، هر کدام دو بار و برای جلوگیری از اثر کفش با پای برهنه از ابتدای مسیر راه رفتن انجام دادند. ابتدا از آزمودنی‌ها خواسته شد با سرعت دلخواه خود راه بروند، که این آزمون به عنوان سرعت معمولی راه رفتن در نظر گرفته شد. سپس برای سرعت آهسته فرض کنند در حال راه رفتن آهسته هنگام تماشای منظره‌ای لذت‌بخش هستند و برای راه رفتن سریع برای انجام کاری مهم با عجله راه می‌روند. از این روش در گذشته نیز استفاده شده است.<sup>[۱۱]</sup>

[۱۵]

پس از جمع‌آوری داده‌های مربوط به موقعیت مارکرها، برای کاهش نویز داده‌ها از فیلتر باترورث پایین‌گذر با اختلاف فاز صفر مرتبه چهار<sup>[۱۱]</sup> با فرکانس قطع<sup>۱۲</sup> ۶ هرتز استفاده شد. سپس برای محاسبه زوایای مفصلی از روش ارائه شده توسط Winter (۲۰۰۹) استفاده شد. یک گام<sup>۱۳</sup> راه رفتن به صورت تماس پاشنه پا با زمین تا تماس بعدی پاشنه همان پا تعریف شد<sup>[۱۲]</sup>. همچنین مرحله تماس پاشنه پا با زمین با استفاده از موقعیت مارکر پاشنه و رسیدن ارتفاع آن به مقدار حداقلی در زمان فرود پا شناسایی شد. در نهایت زاویه مفصل اندام تحتانی در سطح سجیتال در مراحل تماس پاشنه با زمین (A1، K1 و H1) و نقاط اوج نمودار زاویه-زمان (A2، A3، A4، K2، K3، K4، H2 و H3) و همین‌طور زمان وقوع آنها (TA2، TA3، TA4، TK2، TK3، TK4، TH2 و TH3) محاسبه شد (تصویر ۱).

در این نمودارها حروف A، K و H به ترتیب مربوط به مفاصل مچ پا (Ankle)، زانو (Knee) و ران (Hip) است. بر این اساس A1 زاویه مچ پا در لحظه تماس پاشنه با زمین، A2 پیک پلانتر فلکسیون مچ پا در فاز میانه استقرار<sup>۱۴</sup>، A3 پیک دورسی فلکسیون مچ پا در فاز پایان استقرار<sup>۱۵</sup> و A4 پیک پلانتر فلکسیون مچ پا در فاز ابتدای تاب خوردن<sup>۱۶</sup> راه رفتن است. به علاوه K1 زاویه زانو در لحظه تماس پاشنه با زمین، K2 پیک فلکسیون زانو در فاز میانه استقرار، K3 پیک اکستانسیون زانو در فاز پایان استقرار و K4 پیک فلکسیون زانو در فاز ابتدای تاب خوردن راه رفتن است. همچنین H1 زاویه ران در لحظه تماس پاشنه با زمین، H2 پیک اکستانسیون ران در فاز

1 Lateral Malleolus

2 Heel

3 Lateral Border of The Fifth Metatarso-Phalangeal Joint

4 Apex of The Lateral Epicondyle

5 Mid-Lateral Side of The Shank

6 Greater Trochanter

7 Mid-Lateral Side of The Thigh

8 Anterior Superior Iliac Spine

9 Crest of Ilium

10 Glenohumeral Joint

11 Fourth Order Zero-Phase Lag Butterworth Low-Pass Filter

12 Cut-Off Frequency

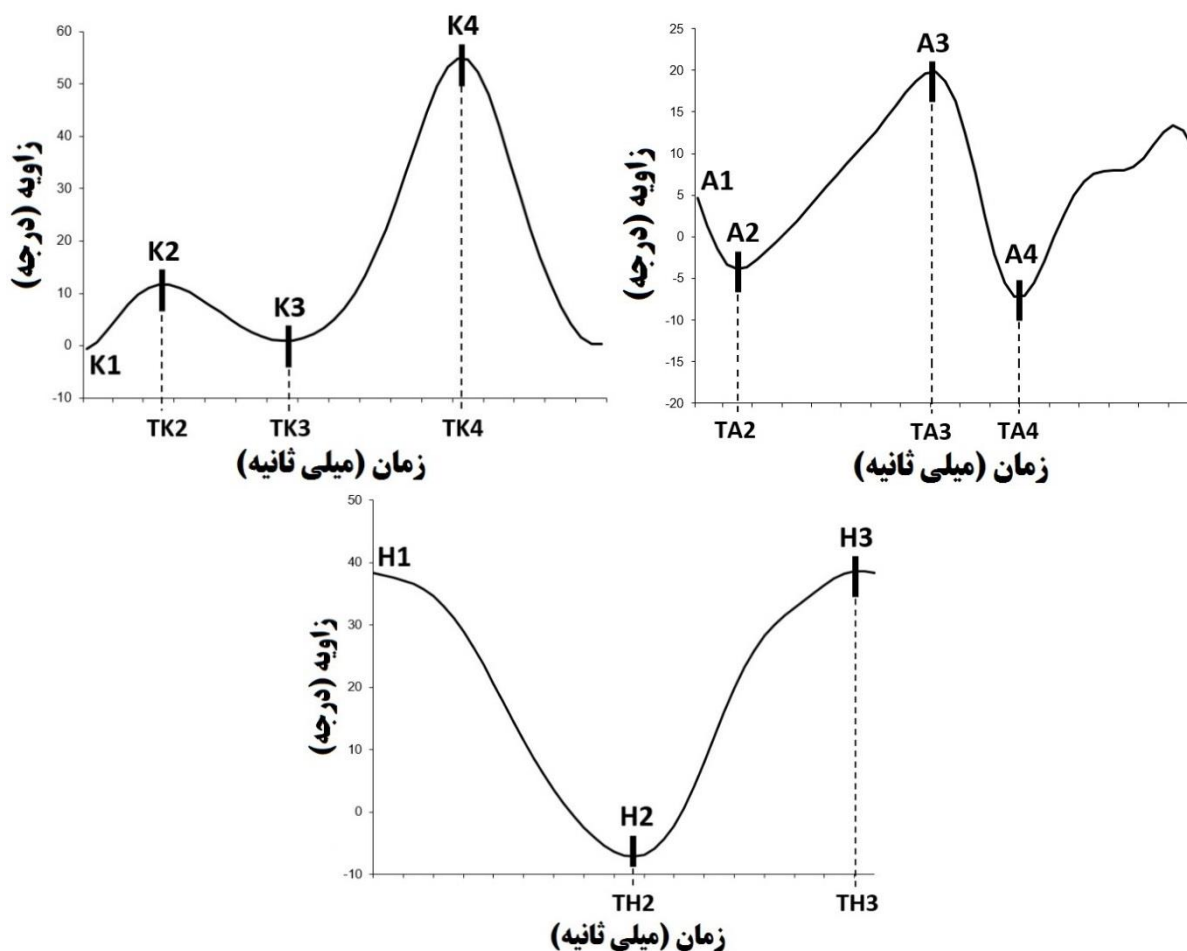
13 Step

14 Mid-Stance

15 Terminal Stance

16 Initial Swing

پایان استقرار و H3 پیک فلکسیون ران در انتهای فاز تاب خوردن<sup>17</sup> راه رفتن است. همچنین زمان وقوع پیک‌های زاویه‌ای با حرف T نمایش داده شده است، به این صورت که برای مثال TA2 زمان وقوع پیک A2 با در نظر گرفتن تماس پاشنه به عنوان لحظه صفر زمانی بوده است.



تصویر ۱. پارامترهای کینماتیکی و نحوه‌ی استخراج آنها از نمودار زاویه-زمان سطح سجیتال یا فلکسیون-اکستانسیون مفاصل مچ پا (بالا چپ)، زانو (بالا راست) و ران (پایین) در مرحله‌ی تماس پاشنه با زمین و نقاط اوج نمودار

مقادیر به صورت انحراف معیار  $\pm$  میانگین ارائه شده است. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون کلموگروف اسمیرنف مورد بررسی قرار گرفت و داده‌ها در تمامی زیرگروه‌ها دارای توزیع نرمال بودند. همچنین از آزمون ANOVA با اندازه‌گیری‌های مکرر طرح ترکیبی  $2 \times 3$  برای بررسی تأثیر سرعت راه رفتن (آهسته، معمولی و سریع) و اندام تحتانی (راست و چپ) و همین‌طور اثر مقابل این دو (سرعت  $\times$  اندام) استفاده شد. همچنین از آزمون تی استیودنت جفتی برای تحلیل تعقیبی استفاده شد. برای تحلیل آماری داده‌ها از نرم افزار SPSS نسخه ۱۹ استفاده و در تمامی تحقیق سطح معناداری  $0.05$  در نظر گرفته شد ( $p < 0.05$ ).

<sup>17</sup> Terminal swing

## یافته‌ها

آزمودنی‌ها راه رفتن را با سه سرعت آهسته، معمولی و سریع انجام دادند که اطلاعات کلی مربوط به آن در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱: پارامترهای فضایی-زمانی راه رفتن آزمودنی‌ها با سه سرعت مختلف (n=۱۰)

پارامتر	آهسته	معمولی	سریع
سرعت راه رفتن (m/s)	۰/۹۸ ± ۰/۱۱	۱/۲۶ ± ۰/۱۵	۱/۷۰ ± ۰/۱۷
ریتم (steps/min)	۹۳/۴۲ ± ۶/۸۴	۱۱۰/۰۳ ± ۷/۷۴	۱۳۴/۲۳ ± ۹/۹۶
طول کل گام (m)	۱/۲۷ ± ۰/۰۸	۱/۳۷ ± ۰/۰۱	۱/۵۲ ± ۰/۰۹
زمان کل گام (s)	۱/۲۹ ± ۰/۰۹	۱/۱۰ ± ۰/۰۸	۰/۹۰ ± ۰/۰۷

میانگین و انحراف معیار ۱۹ پارامتر کینماتیکی مربوط به مفاصل اندام تحتانی برای سرعت‌های مختلف تحت بررسی در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۲: (انحراف معیار) میانگین پارامترهای کینماتیکی اندازه‌گیری شده مربوط به مفاصل اندام‌های تحتانی در سه سرعت راه رفتن سریع، معمولی و آهسته (n=۱۰)

پارامتر	آهسته		معمولی		سریع	
	راست	چپ	راست	چپ	راست	چپ
A1 (°)	۳/۳۷ (۰/۳۵)	۳/۲۱ (۰/۳۶)	۴/۵۴ (۰/۷۱)	۴/۳۶ (۰/۶۵)	۸/۱۸ (۰/۶۸)	۸/۲۳ (۰/۷۴)
A2 (°)	-۳/۳۱ (۰/۴۴)	-۳/۵۱ (۰/۵۶)	-۱/۸۱ (۱/۰۹)	-۱/۷۴ (۱/۱۴)	۱/۳۷ (۰/۴۹)	۱/۴۱ (۰/۵۲)
A3 (°)	۱۸/۸۸ (۰/۶۴)	۱۸/۴۲ (۰/۵۸)	۲۱/۱۱ (۱/۲۸)	۲۰/۲۶ (۱/۱۷)	۱۶/۷۵ (۱/۳۷)	۱۶/۹۶ (۱/۴۷)
A4 (°)	-۶/۵۶ (۰/۴۴)	-۶/۳۳ (۰/۴۲)	-۸/۱۷ (۰/۶۱)	-۷/۷۱ (۰/۶۵)	-۱۰/۳۸ (۰/۶۹)	-۹/۹۳ (۰/۷۳)
TA2 (s)	۰/۱۴۴ (۰/۰۱۳)	۰/۱۳۳ (۰/۰۱۱)	۰/۱۱۴ (۰/۰۱۲)	۰/۱۰۶ (۰/۰۱۱)	۰/۰۹۳ (۰/۰۱۶)	۰/۰۹۱ (۰/۰۱۴)
TA3 (s)	۰/۶۷۲ (۰/۰۴۶)	۰/۶۴۱ (۰/۰۴۳)	۰/۵۳۳ (۰/۰۶۴)	۰/۵۱۴ (۰/۰۶۷)	۰/۳۹۶ (۰/۰۵۸)	۰/۴۰۲ (۰/۰۵۳)
TA4 (s)	۰/۹۴۷ (۰/۰۷۲)	۰/۹۱۳ (۰/۰۸۱)	۰/۷۴۸ (۰/۰۶۵)	۰/۷۳۱ (۰/۰۷۳)	۰/۵۸۶ (۰/۰۴۵)	۰/۵۹۸ (۰/۰۴۹)
K1 (°)	۰/۴۲ (۰/۴۲)	۰/۳۱ (۰/۴۳)	۱/۳۵ (۰/۴۷)	۱/۲۵ (۰/۴۵)	۳/۶۳ (۱/۲۵)	۳/۷۶ (۱/۳۴)
K2 (°)	۱۶/۲۰ (۰/۵۲)	۱۵/۸۰ (۰/۴۸)	۱۸/۴۷ (۰/۸۹)	۱۸/۲۴ (۱/۰۴)	۲۴/۳۸ (۲/۷۹)	۲۴/۱۱ (۲/۴۶)
K3 (°)	۰/۳۱ (۰/۶۴)	۰/۱۸ (۰/۶۱)	۳/۲۳ (۰/۵۶)	۲/۹۷ (۰/۴۷)	۹/۱۷ (۱/۳۳)	۸/۸۵ (۱/۲۱)
K4 (°)	۵۷/۲۲ (۱/۲۴)	۵۵/۶۵ (۱/۳۵)	۶۰/۳۳ (۱/۱۷)	۵۹/۹۳ (۱/۳۲)	۶۵/۳۳ (۱/۱۱)	۶۵/۱۶ (۱/۰۵)
TK2 (s)	۰/۲۱۲ (۰/۰۱۷)	۰/۱۹۶ (۰/۰۱۸)	۰/۱۸۸ (۰/۰۳۲)	۰/۱۷۷ (۰/۰۳۵)	۰/۱۵۱ (۰/۰۲۹)	۰/۱۴۸ (۰/۰۲۷)

۰/۳۷۳ (۰/۰۳۳)	۰/۳۷۶ (۰/۰۳۱)	۰/۴۶۲ (۰/۰۴۵)	۰/۴۷۲ (۰/۰۴۲)	۰/۶۱۶ (۰/۰۷۱)	۰/۶۳۴ (۰/۰۶۴)	(s) TK3
۰/۶۷۰ (۰/۰۵۶)	۰/۶۶۸ (۰/۰۵۱)	۰/۸۲۲ (۰/۰۶۹)	۰/۸۳۴ (۰/۰۶۱)	۱/۰۱۰ (۰/۰۸۸)	۱/۰۳۱ (۰/۰۸۰)	(s) TK4
۳۸/۵۱ (۱/۶۰)	۳۸/۶۵ (۱/۴۲)	۳۲/۳۳ (۱/۰۲)	۳۲/۷۴ (۱/۱۳)	۲۷/۳۶ (۱/۰۱)	۲۷/۵۴ (۱/۰۹)	(°) H1
-۱۲/۱۰ (۱/۸۸)	-۱۱/۶۱ (۱/۷۷)	-۹/۰۸ (۰/۹۸)	-۹/۳۲ (۱/۱۳)	-۶/۸۷ (۰/۵۲)	-۷/۱۶ (۰/۵۷)	(°) H2
۴۰/۴۱ (۱/۱۹)	۴۰/۵۶ (۱/۳۳)	۳۳/۰۵ (۱/۴۲)	۳۳/۴۶ (۱/۴۵)	۲۸/۷۶ (۱/۲۳)	۲۹/۱۴ (۱/۴۰)	(°) H3
۰/۴۷۱ (۰/۰۶۳)	۰/۴۷۴ (۰/۰۶۵)	۰/۶۳۵ (۰/۰۶۱)	۰/۶۴۴ (۰/۰۵۱)	۰/۷۹۴ (۰/۰۳۵)	۰/۸۳۹ (۰/۰۴۰)	(s) TH2
۰/۸۲۸ (۰/۰۶۱)	۰/۸۲۳ (۰/۰۶۵)	۱/۰۲۲ (۰/۰۶۷)	۱/۰۲۸ (۰/۰۵۵)	۱/۲۱۶ (۰/۰۵۹)	۱/۳۳۱ (۰/۰۶۲)	(s) TH3

آمار F به دست آمده از آزمون ANOVA با اندازه‌گیری‌های مکرر طرح ترکیبی ۲×۳ و معناداری آن در مورد پارامترهای کینماتیکی تحت بررسی در جدول ۳ ارائه شده است. بر اساس این اطلاعات سرعت حرکت با تأثیر معناداری بر تمامی متغیرهای تحت بررسی همراه بوده است، به طوری که با افزایش سرعت راه رفتن پارامترهای زمانی به طور معناداری کاهش پیدا می‌کردند. همچنین با افزایش سرعت به طور معنادار پارامترهای زاویه‌ای A1، A2، K1، K2، K3، K4، H1 و H3 افزایش، A4 و H2 کاهش و A3 ابتدا افزایش و سپس کاهش پیدا کردند. همچنین بر اساس اطلاعات جدول ۳ اندام تحتانی تأثیر معناداری بر پارامترهای A3، TA2، TA3، TA4، TK4، TK2 و TH2 داشته است.

جدول ۳: آمار F و معناداری آن ( $p < 0.05$ ؛ اعداد پررنگ) مربوط به تمام پارامترهای کینماتیکی اندازه‌گیری شده در سه سرعت راه رفتن سریع، معمولی و آهسته ( $n=10$ )

پارامتر	آمار F (معناداری)		
	سرعت	اندام تحتانی	سرعت × اندام
(°) A1	۲۷۳/۹۸ (۰/۰۰۰)*	۲/۷۱ (۰/۱۱۲)	۲/۱۱ (۰/۱۵۴)
(°) A2	۳۲۸/۳۹ (۰/۰۰۰)	۰/۸۵ (۰/۳۶۹)	۴/۹۰ (۰/۰۲۲)
(°) A3	۵۵/۲۱ (۰/۰۰۰)	۲۸/۱۹ (۰/۰۰۰)	۱۶/۸۱ (۰/۰۰۰)
(°) A4	۳۵/۴۷ (۰/۰۰۰)	۰/۴۲ (۰/۵۲۴)	۲/۸۱ (۰/۰۹۰)
(s) TA2	۸۸/۷۰ (۰/۰۰۰)	۶۶/۸۳ (۰/۰۰۰)	۷/۰۷ (۰/۰۰۶)
(s) TA3	۱۶۸/۶۸ (۰/۰۰۰)	۳۴/۱۸ (۰/۰۰۰)	۲۱/۵۶ (۰/۰۰۰)
(s) TA4	۲۲۳/۹۶ (۰/۰۰۰)	۲۴/۸۴ (۰/۰۰۰)	۲۸/۹۹ (۰/۰۰۰)
(°) K1	۸۲/۹۲ (۰/۰۰۰)	۰/۱۷ (۰/۶۸۶)	۰/۸۴ (۰/۴۵۰)

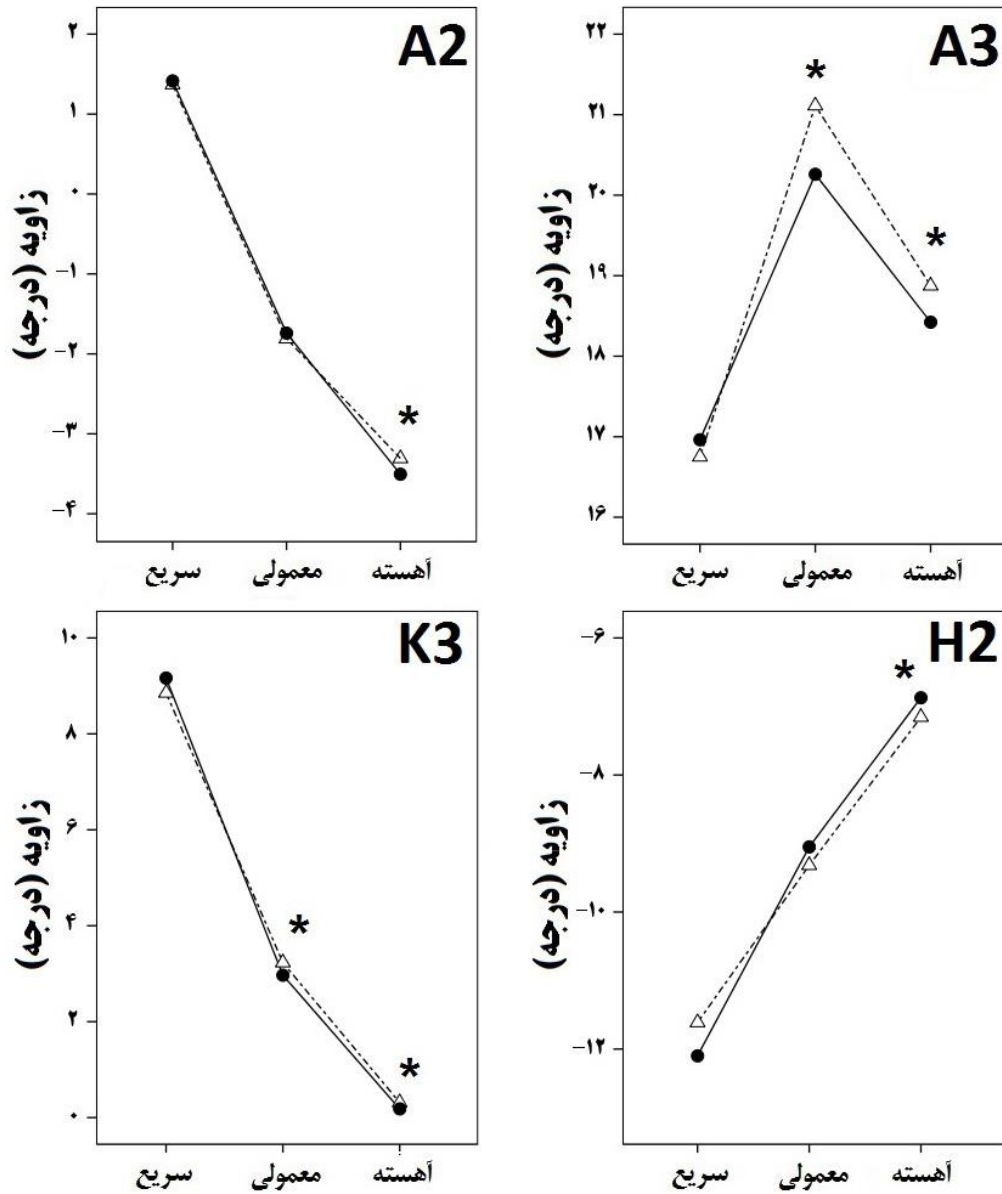
(۰/۱۵۸) ۲/۰۷	(۰/۰۷۱) ۳/۰۵	(۰/۰۰۰) ۱۷۵/۵۳	(°) K2
(۰/۰۰۸) ۶/۶۷	(۰/۷۴۳) ۰/۱۱	(۰/۰۰۰) ۳۱۰/۲۳	(°) K3
(۰/۱۴) ۲/۲۵	(۰/۲۵) ۱/۳۳	(۰/۰۰۰) ۹۷/۲۲	(°) K4
(۰/۰۰۱) ۱۰/۲۶	(۰/۰۰۰) ۴۶/۴۲	(۰/۰۰۰) ۲۴/۶۲	(s) TK2
(۰/۳۹۴) ۰/۹۹	(۰/۱۴۳) ۲/۳۶	(۰/۰۰۰) ۱۰۷/۲۱	(s) TK3
(۰/۰۰۵) ۷/۳۹	(۰/۰۰۱) ۱۷/۸۸	(۰/۰۰۰) ۳۸۶/۵۱	(s) TK4
(۰/۴۹۴) ۰/۷۴	(۰/۲۲۲) ۱/۴۹	(۰/۰۰۰) ۱۷۹/۰۳	(°) H1
(۰/۰۴۶) ۴/۱۱	(۰/۸۹۶) ۰/۰۲	(۰/۰۰۰) ۶۰/۷۰	(°) H2
(۰/۳۰۹) ۱/۲۷	(۰/۰۸۹) ۲/۸۵	(۰/۰۰۰) ۳۳۸/۶۵	(°) H3
(۰/۰۰۰) ۲۱/۴۰	(۰/۰۰۰) ۵۰/۴۸	(۰/۰۰۰) ۲۰۹/۴۲	(s) TH2
(۰/۰۸۶) ۲/۹۵	(۰/۰۸۰) ۳/۴۶	(۰/۰۰۰) ۴۶۸/۲۱	(s) TH3

\* مقادیر کوچکتر از ۰/۰۰۱ به این صورت گرد شده است.

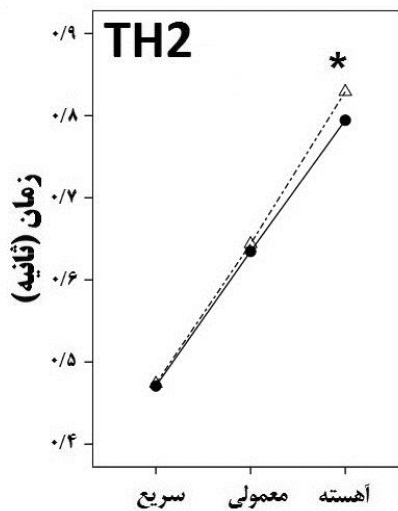
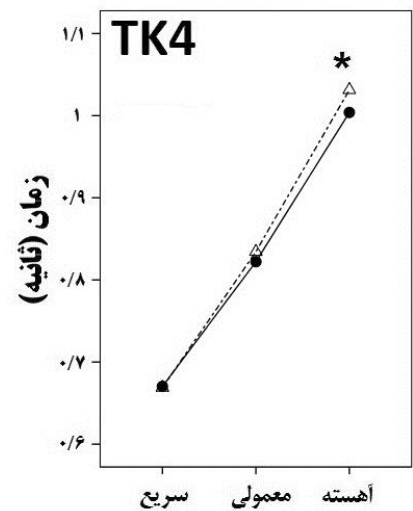
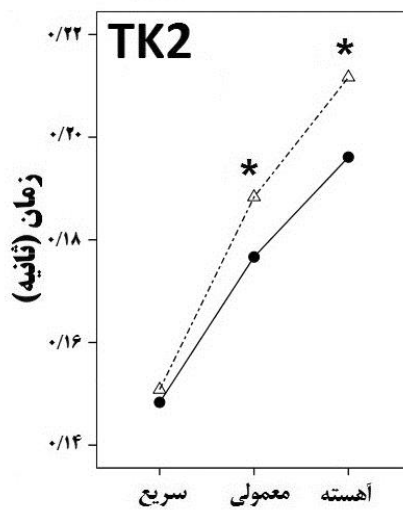
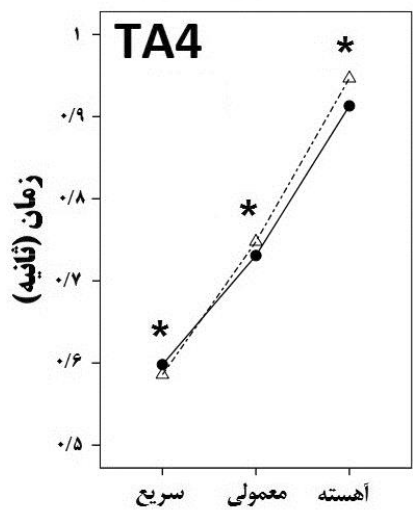
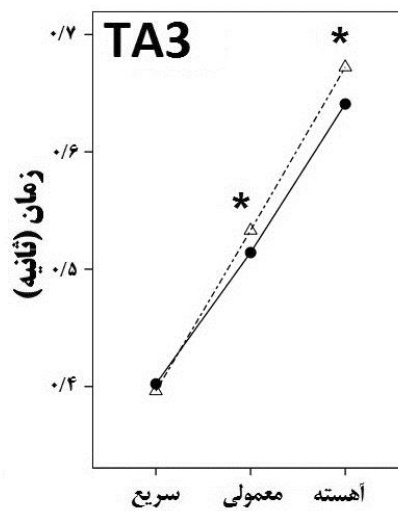
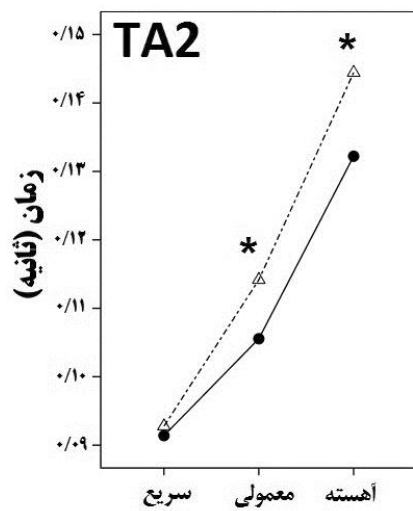
بر اساس اطلاعات جدول بالا ۱۰ اثر متقابل سرعت حرکت و اندام تحتانی بر پارامترهای کینماتیکی تحت بررسی مشاهده شد که شامل پارامترهای زاویه‌ای A2، A3، K3 و H2 و پارامترهای زمانی TA2، TA3، TA4، TK2، TK4 و TH2 است که اطلاعات مربوط به آنها به ترتیب در تصاویر ۲ و ۳ نمایش داده شده است.

بر اساس اطلاعات به دست آمده از آزمون تعقیبی تی برای بررسی تفاوت بین دو اندام در سرعت‌های مختلف راه رفتن که معناداری آن با ستاره در این اشکال نمایش داده شده است، در حالت کلی به نظر می‌رسد با افزایش سرعت، تقارن بین اندامی از نظر این پارامترهای کینماتیکی زاویه‌ای و زمانی بهبود پیدا می‌کند، به طوری که تنها برای پارامتر TK4 در سرعت راه رفتن سریع تفاوت بین دو اندام معنادار است. همچنین بر اساس اطلاعات ارائه شده در این دو تصویر در سرعت پایین راه رفتن در تمامی این پارامترها تفاوت بین دو اندام معنادار است که به هم خوردن تقارن اندامی در سرعت آهسته راه رفتن را نشان می‌دهد. در سرعت راه رفتن معمولی تفاوت بین دو اندام از نظر پارامترهای زاویه‌ای A3 و K3 و زمانی TA2، TA3، TA4 و TK2 معنادار بوده است.





تصویر ۲: مقایسه اندام‌های تحتانی (\*)؛  $p < 0.05$ ) در سه سرعت راه رفتن آهسته، معمولی و سریع از نظر پارامترهای زاویه‌ای که تأثیر سرعت × اندام تحتانی بر آن معنادار بوده است (اندام راست با خط چین و مثلث تو خالی و اندام چپ با خط ممتد و دایره تو پر نمایش داده شده است). در این نمودارها A2 پیک پلانتر فلکسیون مچ پا در فاز میانه استقرار، A3 پیک دورسی فلکسیون مچ پا در فاز پایان استقرار، K3 پیک اکستانسیون زانو در فاز پایان استقرار و H2 پیک اکستانسیون ران در فاز پایان استقرار راه رفتن بوده است ( $n=10$ )



تصویر ۳. مقایسه اندام‌های تحتانی (\*؛  $p < 0.05$ ) در سه سرعت راه رفتن آهسته، معمولی و سریع از نظر پارامترهای زمانی که تأثیر سرعت × اندام تحتانی بر آن معنادار بوده است (اندام راست با خط چین و مثلث تو خالی و اندام چپ با خط ممتد و دایره تو پر نمایش داده شده است). در این نمودارها TA2 زمان وقوع پیک پلانتر فلکسیون مچ پا در فاز میانه استقرار، TA3 زمان وقوع پیک دورسی فلکسیون مچ پا در فاز پایان استقرار، TA4 زمان وقوع پیک پلانتر فلکسیون مچ پا در فاز ابتدای تاب خوردن، TK2 زمان وقوع پیک فلکسیون زانو در فاز میانه استقرار، TK4 زمان وقوع پیک فلکسیون زانو در فاز ابتدای تاب خوردن و TH2 زمان وقوع پیک اکستانسیون ران در فاز پایان استقرار با در نظر گرفتن تماس پاشنه به عنوان لحظه صفر زمانی بوده است ( $n=10$ )

## بحث

مطالعه حاضر به بررسی تأثیر سرعت حرکت بر تقارن پارامترهای مختلف کینماتیکی زاویه‌ای و زمانی بین اندام‌های تحتانی هنگام راه رفتن طبیعی با سه سرعت آهسته، معمولی و سریع در گروهی از مردان جوان سالم فعال پرداخته است. بر اساس یافته‌ها در حالت کلی در هنگام راه رفتن با سرعت معمولی گرچه اندام‌های تحتانی از نظر بزرگی زاویه در نقاط اوج نمودار متقارن بودند، با این حال زمان وقوع برخی از آنها بین دو اندام به طور معنادار با هم اختلاف داشت (جدول ۳). در این زمینه دو مقاله مروری [۳] و [۶] به بررسی جامع تقارن راه رفتن با در نظر گرفتن پارامترهای مختلف کینماتیکی و کینتیکی پرداخته‌اند که بر اساس نتیجه‌گیری آنها به نظر می‌رسد در حالت کلی رفتار اندام‌ها از نظر پارامترهای کینماتیکی و کینتیکی، در زمان راه رفتن با سرعت طبیعی نامتقارن است که با یافته‌های مطالعه حاضر همسو است.

در این زمینه یک نظریه در ارتباط با تقارن راه رفتن بررسی آن از دیدگاه عملکردی<sup>۱۸</sup> است. در این دیدگاه هدف از حرکت حمایت بدن در مقابل نیروی جاذبه در حالتی است که فرد در تلاش است تا بدن را به پیش براند و این کار نیازمند هماهنگی دقیق بین وظایف عملکردی پیشروی و تعادل است.<sup>[۱۶]</sup> در این زمینه صادقی و همکاران<sup>[۴]</sup> با بررسی پارامترهای توان عضلانی و انرژی مکانیکی مفاصل اندام تحتانی در مردان جوان سالم گزارش نمودند که در هنگام راه رفتن پای غیر برتر از نظر عملکردی برای انجام وظیفه حمایت<sup>۱۹</sup> یا کنترل به کار گرفته می‌شود، در حالی - که پای برتر از نظر عملکردی بیشتر عمل پیشروی<sup>۲۰</sup> را بر عهده دارد<sup>[۴]</sup>، که این مطلب در مطالعات دیگری نیز مورد حمایت قرار گرفته است.<sup>[۱۷]</sup> بر اساس این نظریه این تفاوت بین عملکرد اندام‌ها در زمان راه رفتن اغلب با عنوان «عدم تقارن عملکردی<sup>۲۱</sup>» خوانده می‌شود، اما باید توجه داشت که عدم تقارن راه رفتن از نظر عملکردی در افراد سالم نباید به عنوان یک پدیده پاتولوژیکی در نظر گرفته شود، بلکه باید از دیدگاه استراتژی‌های متفاوت کنترل و پیشروی به آن نگریسته شود.<sup>[۴]</sup> در این حالت علت‌های متفاوتی برای توجیه عدم تقارن عملکردی ارائه شده است که شامل تفاوت قدرت و ویژگی‌های آنروپومتریکی بین دو اندام تحتانی<sup>[۱۹]</sup> و همین‌طور مکانیزم‌های جبرانی سیستم عصبی<sup>[۴]</sup> می‌شود. بنابراین بر اساس اطلاعات موجود به نظر می‌رسد که عمل راه رفتن در افراد سالم به طور طبیعی نامتقارن است و این رفتار نامتقارن در نتیجه انجام وظایف عملکردی متفاوت توسط اندام‌های تحتانی به وجود می‌آید. با این حال درک کلی در ارتباط با علت‌های اصلی وجود عدم تقارن بین اندامی در راه رفتن افراد سالم، نیاز به انجام مطالعات بیشتر در این زمینه دارد. برای مثال به درستی مشخص نیست که عدم تقارن چگونه تحت تأثیر اندام برتر، محیط، مهارت و دیگر عوامل قرار می‌گیرد.<sup>[۶]</sup>

بر اساس یافته‌های مطالعه حاضر سرعت حرکت با تأثیر معناداری بر تمامی متغیرهای تحت بررسی همراه بوده است، به طوری که با تغییر سرعت راه رفتن پارامترهای کینماتیکی زمانی و زاویه‌ای به طور معناداری تحت تأثیر قرار گرفتند (جدول ۳). همچنین بر اساس اطلاعات ارائه شده در تصاویر ۲ و ۳ در حالت کلی به نظر می‌رسد با افزایش سرعت، تقارن بین اندامی از نظر این پارامترهای کینماتیکی زاویه‌ای و زمانی بهبود پیدا می‌کند، به طوری که در سرعت آهسته راه رفتن در تمامی این پارامترها تفاوت بین دو اندام معنادار است که عدم تقارن اندامی در سرعت آهسته راه رفتن را نشان می‌دهد. اما با افزایش سرعت حرکت و راه رفتن با سرعت معمولی تعداد کمتری از این پارامترها عدم تقارن بین اندامی دارند و در راه رفتن سریع تنها یکی از این پارامترها تفاوت معناداری را بین دو اندام نشان داد.

<sup>18</sup> functionally

<sup>19</sup> support

<sup>20</sup> propulsion

<sup>21</sup> functional asymmetry

از آنجا که به خوبی اثبات شده است که تغییر در سرعت افقی اثر قابل توجهی بر ویژگی‌های بیومکانیکی راه رفتن دارد<sup>[۲]</sup>، یک فرض منطقی این است که سرعت می‌تواند به طریقی بر میزان عدم تقارن بین اندام‌ها در راه رفتن نیز تأثیرگذار باشد.<sup>[۹]</sup> این شرایط در افراد بیمار و دارای ناهنجاری تأثیرگذار بر اندام‌های تحتانی، مورد آزمون قرار گرفته و نتایج نشان داده است که کاهش یا افزایش سرعت حرکت نسبت به سرعت دلخواه و طبیعی، با افزایش عدم تقارن راه رفتن بر عملکرد این افراد تأثیرگذار است.<sup>[۱۳-۲۱]</sup> در واقع در این شرایط، در سرعت پایین راه رفتن نسبت به سرعت طبیعی، در مرحله استقرار مدت زمان بیشتری بر روی پای دچار ناهنجاری (برای مثال پای پروتز) صرف می‌شود و به دلیل اینکه در این فاز باید کل وزن بدن حمایت شود، این حرکت برای فرد مشکل بوده و ممکن است عدم تقارن راه رفتن او را تشدید کند.<sup>[۱۰ و ۲۰]</sup> در مورد سرعت بالای راه رفتن در افراد بیمار یا دارای ناهنجاری تأثیرگذار بر اندام تحتانی نیز ممکن است فرد توانایی ایجاد قدرت یا توان لازم برای حرکت مطلوب در پای مشکل‌دار خود را نداشته باشد.<sup>[۲۱ و ۲۴]</sup> در این شرایط پیشنهاد شده است که تمرینات توانبخشی باید با تأکید بر بهبود کارکرد اندام دچار ضعف انجام گیرد.<sup>[۲۰ و ۲۱]</sup> بر اساس این شواهد به نظر می‌رسد در زمان ارزیابی عدم تقارن راه رفتن آزمودنی‌های مسن، بیمار یا دارای ناهنجاری تأثیرگذار بر اندام تحتانی، فاکتور سرعت به دلیل احتمال تأثیرگذاری آن به عنوان یک عامل کنترلی در نظر گرفته شود. همچنین عدم تقارن حرکت در افراد بیمار یا دارای ناهنجاری می‌تواند در نتیجه‌ی تأثیر هر دو عامل سرعت پایین حرکت و اندام دچار ناهنجاری قرار بگیرد که جدا کردن تأثیر این دو عامل و بررسی جداگانه‌ی آنها نیاز به تحقیقات بیشتری در این زمینه دارد.

نتایج چند مطالعه با بررسی متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی به روی آزمودنی‌های سالم<sup>[۹ و ۱۱ و ۱۵]</sup> و دارای ناهنجاری اندام تحتانی<sup>[۱۳ و ۲۲ و ۲۵]</sup> نشان داده است که افزایش سرعت راه رفتن تأثیر معناداری بر عدم تقارن آن ندارد و در برخی موارد آن را کاهش می‌دهد که مشابه نتایج مطالعه حاضر است. Carpes و همکاران<sup>[۲۶]</sup> در مطالعه مروری خود در مورد اینکه دلیل کاهش عدم تقارن در شرایطی که از آزمودنی خواسته می‌شود عملی را با سرعت بالاتر یا قدرت بیشتر انجام دهد، بیان می‌کنند بنا به دلایلی که کاملاً روشن نیست و نیاز به بررسی بیشتر دارد عدم تقارن در حرکات به منظور جابجایی مساله‌ای معمول است و تقارن کینماتیکی تنها در شرایط با حداکثر تلاش بروز می‌کند و در نتیجه تقارن حرکت ممکن است همواره هدف مطلوبی نباشد و با توجه به محتوای وظیفه‌ی مورد نظر و آزمودنی می‌تواند دستخوش تغییر شود. با این حال Goble و همکاران<sup>[۹]</sup> این پدیده را با استفاده از تئوری سیستم‌های دینامیکی و کنترل حرکتی توجیه کرده‌اند. در این حوزه مثال‌های گوناگونی وجود دارد که جفت‌شدگی بین اندامی<sup>[۲۲]</sup> با افزایش سرعت بهبود پیدا می‌کند.<sup>[۱۷]</sup> بر این اساس پیشنهاد شده است که سگمنت‌های بدن به عنوان نوسانگرهای جفتی عمل می‌کنند، در حالی که روابط تقارنی (درون فازی و برون فازی) با راحتی بیشتری در سرعت‌های بالاتر نسبت به دیگر شرایط فازی پیچیده حفظ می‌شود. این حقیقت به نوعی نشان می‌دهد که در سرعت‌های پایین‌تر پاها با احتمال بیشتری فرصت غیر جفت‌شدگی و بکارگیری استراتژی‌های عملکردی متفاوتی را پیدا می‌کنند، در حالی که در سرعت‌های بالاتر الگوهای حرکتی با جفت‌شدگی و تقارن بالاتری انجام می‌شوند.<sup>[۹]</sup> در نتیجه سرعت بالاتر حرکت می‌تواند موجب شود که عمل راه رفتن با تقارن بین اندام تحتانی بالاتری انجام شود و سرعت پایین‌تر حرکت می‌تواند تفاوت‌های بین اندامی بزرگتری را به دنبال داشته باشد. توجیه دیگری برای عدم تقارن بیشتر در سرعت‌های پایین‌تر، تغییر مکانیزم‌های عصبی است، به طوری که به نظر می‌رسد این شرایط ناشی از ارسال پیام‌های عصبی به مناطق بالاتر سیستم عصبی و نیاز به توجه بیشتر برای سرعت‌های پایین‌تر راه رفتن باشد.<sup>[۱۱]</sup>

## نتیجه‌گیری

بر اساس یافته‌های مطالعه حاضر به نظر می‌رسد راه رفتن از نظر کینماتیکی به خصوص پارامترهای زمانی در سرعت‌های آهسته و معمولی عملی نامتقارن است و اندام‌های تحتانی رفتار متفاوتی دارند، با این وجود با افزایش سرعت حرکت و در راه رفتن سریع عدم تقارن بهبود پیدا می‌کند و اندام‌های تحتانی از نظر کینماتیکی تفاوت کمتری پیدا می‌کنند. بنابراین در زمان ارزیابی آزمایشگاهی و کلینیکالی راه رفتن در آزمودنی‌های سالم یا دارای بیماری‌های یا ناهنجاری‌های بخصوص تأثیرگذار بر اندام تحتانی، عامل سرعت حرکت به دلیل احتمال تأثیرگذاری آن بر تقارن اندام تحتانی باید به عنوان یک عامل کنترلی در نظر گرفته شود.

<sup>22</sup> interlimb coupling

## تشکر و قدردانی

بدین وسیله از تمام افرادی که ما را در انجام تحقیق حاضر یاری رساندند، تشکر و قدردانی می‌نماییم. همچنین این مقاله برگرفته از رساله دکتری علیرضا نصیرزاده با عنوان «مقایسه متغیرهای منتخب کینماتیکی و کینتیکی اندام‌های تحتانی حین راه رفتن و دویدن با سرعت‌های مختلف در مردان جوان ورزشکار با تأکید بر اندام برتر» با راهنمایی دکتر حیدر صادقی می‌باشد.

## منابع

1. Whittle MW. Gait analysis: an introduction. 4th ed. Edinburgh: Butterworth-Heinemann Elsevier; 2007.
2. Perry J, Burnfield JM. Gait analysis: normal and pathological function. 2th ed. USA: SLACK Incorporated; 2010.
3. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture*. 2000;12(1):34-45.
4. Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science*. 1997;16(2):243-58.
5. Sadeghi H. Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait and Posture*. 2003;17(3):197-204.
6. Nasirzade A, Sadeghi H. Gait symmetry, evaluation's methods and effect of various factors on it: a review. unpublished article.
7. Hodt-Billington C, Helbostad JL, Vervaat W, Rognsvåg T, Moe-Nilssen R. Criteria of gait asymmetry in patients with hip osteoarthritis. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2011;28(2):134-41.
8. Patterson KK, Nadkarni NK, Black SE, McIlroy WE. Gait symmetry and velocity differ in their relationship to age. *Gait and Posture*. 2012;35(4):590-4.
9. Goble DJ, Marino GW, Potvin JR. The influence of horizontal velocity on interlimb symmetry in normal walking. *Human Movement Science*. 2003;22(3):271-83.
10. Nolan L, Wit A, Dudzinski K, Lees A, Lake M, Wychowanski M. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait and Posture*. 2003;17(2):142-51.
11. Plotnik M, Bartsch RP, Zeev A, Giladi N, Hausdorff JM. Effects of walking speed on asymmetry and bilateral coordination of gait. *Gait and Posture*. 2013;38(4):864-9.
12. Gross RH. Leg length discrepancy: how much is too much? *Orthopedics*. 1977;1(4):307-10.
13. Donker SF, Beek PJ. Interlimb coordination in prosthetic walking: Effects of asymmetry and walking velocity. *Acta Psychologica*. 2002;110:265-88.
14. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*. 1998;13(6):434-40.
15. Lythgo N, Wilson C, Galea M, editors. *Gait Symmetry in School-Aged Children and Young Adults Whilst Walking at Slow, Normal and Fast Speeds*. 6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010) August 1-6, 2010 Singapore; 2010: Springer.
16. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Canada: John Wiley & Sons; 2009.
17. Gregg RD, Dhaher YY, Degani A, Lynch KM. On the mechanics of functional asymmetry in bipedal walking. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*. 2012;59(5):1310-8.
18. Gregg RD, Degani A, Dhaher Y, Lynch KM, editors. *The basic mechanics of bipedal walking lead to asymmetric behavior*. *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on*; 2011: IEEE.
19. Potdevin F, Gillet C, Barbier F, Coello Y, Moretto P, editors. *The study of Asymmetry in Able-bodied Gait with the concept of Propulsion and Brake*. 9th Symposium on 3D Analysis of Human Movement, Valenciennes, France; 2006.
20. Schaarschmidt M, Lipfert SW, Meier-Gratz C, Scholle HC, Seyfarth A. Functional gait asymmetry of unilateral transfemoral amputees. *Human Movement Science*. 2012;31(4):907-17.
21. LaRoche DP, Cook SB, Mackala K. Strength asymmetry increases gait asymmetry and variability in older women. *Medicine and science in sports and exercise*. 2012;44(11):2172-81.
22. Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, Closson V, Verrier MC, Staines WR, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2008;89(2):304-10.
23. Perttunen JR, Anttila E, Sodergard J, Merikanto J, Komi PV. Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 2004;14(1):49-56.

24. Hendrickson J, Patterson KK, Inness EL, McIlroy WE, Mansfield A. Relationship between asymmetry of quiet standing balance control and walking post-stroke. *Gait and posture*. 2014;39(1):177-81.
25. Rodgers M, Forrester L, Mizelle C, Harris-Love ML, editors. Effects of gait velocity on COP symmetry measures in individuals with stroke. 28th annual meeting of the American Society of Biomechanics; 2004.
26. Carpes FP, Mota CB, Faria IE. On the bilateral asymmetry during running and cycling - A review considering leg preference. *Physical therapy in sport*. 2010;11(4):136-42.
27. Beek PJ, Peper CE, Stegeman DF. Dynamical models of movement coordination. *Human Movement Science*. 1995;14:573-608.