

# Evaluation of Spatio-Temporal Gait Symmetry during Unilateral and Bilateral Backpack Carrying with Different Weights Using VBT Algorithm

Mahdieh Ebrahimpour\*<sup>1</sup>, Sasan Naderi<sup>2</sup>

1. Assistant Professor, Department of Mathematics, School of Mathematics Sciences, Vali-e-Asr University, Rafsanjan, Iran
2. PhD Student of Sport Biomechanics, Department of Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

Received: 2019.August.19 Revised: 2019.November.01 Accepted: 2019.December.30 Published Online: 2020.January.04

## ABSTRACT

**Background and Aims:** The purpose of the present study was to examine the effect of unilateral and bilateral backpack carrying with different weights on the spatio-temporal gait symmetry in healthy adults.

**Materials and Methods:** Totally, 17 healthy females with the mean age of 21.73 years volunteered to participate in the study. Participants completed carrying unilateral and bilateral backpack with loads of 0, 5, 10, and 15% of their body weight. Then, their gaits were assessed using a 3D motion analysis system with six cameras. Also, the spatio-temporal parameters of the gait and step time and step length symmetry indices were calculated using Velocity-Based Treadmill (VBT) algorithm and coding in MATLAB. Data were analyzed using paired sample t-test and repeated measures ANOVA ( $p < 0.05$ ).

**Results:** The results of the present study showed that with increasing backpack weight, stance, swing and double support duration increased and the step length and cadence decreased. Evaluation of the symmetry index showed that the symmetry decreases with increasing load exerted to the body and leads to asymmetry of lower extremity. It was also found that unilateral backpack carrying affects the symmetry index more than bilateral backpack carrying; the difference when carrying backpack with 15% of the body weight was found to be significant.

**Conclusion:** According to the results obtained in the present study, it is recommended that to improve symmetry, the backpack weight should not exceed 10% of their body weight and backpack should be carried bilaterally.

**Keywords:** Symmetry Index; Spatio-temporal Gait Parameters; Backpack; Kinematics

**How to cite this article:** Mahdieh Ebrahimpour, Sasan Naderi. Evaluation of spatio-temporal gait symmetry during unilateral and bilateral backpack carrying with different weights using VBT algorithm. J Rehab Med. 2020; 9(3):154-161.

\*Corresponding Author: Mahdieh Ebrahimpour. Assistant professor, Department of mathematics, School of mathematics science, Vali-e-Asr University, Rafsanjan, Iran

Email: m.ebrahimpour@vru.ac.ir

## ارزیابی تقارن پارامترهای زمانی-فضایی راه رفتن هنگام حمل کوله‌پشتی با وزن‌های مختلف به روش یک‌طرفه و دوطرفه با استفاده از الگوریتم VBT

مهديه ابراهيم‌پور<sup>۱\*</sup>، ساسان نادری<sup>۲</sup>

۱. استادیار، گروه ریاضی، دانشکده علوم ریاضی، دانشگاه ولی عصر (عج)، رفسنجان، ایران  
 ۲. دانشجوی دکتری، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۱۰/۰۹

بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۸/۱۰

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۰۵/۲۸

### چکیده

**مقدمه و اهداف:** هدف مطالعه حاضر ارزیابی تاثیر حمل کوله‌پشتی با وزن‌های مختلف به دو روش یک‌طرفه و دوطرفه بر تقارن پارامترهای زمانی-فضایی راه رفتن افراد بزرگسال سالم بود.

**مواد و روش‌ها:** ۱۷ آزمودنی دختر سالم با میانگین سن ۲۱/۷۳ سال، برای شرکت در تحقیق حاضر داوطلب شدند. راه رفتن آزمودنی‌ها هنگام حمل کوله‌پشتی به دو روش یک‌طرفه و دوطرفه و با وزن‌های صفر، ۵، ۱۰ و ۱۵ درصد از وزن بدن با استفاده سیستم سه‌بعدی آنالیز حرکت با شش دوربین مورد ارزیابی قرار گرفت. پارامترهای زمانی-فضایی راه رفتن و شاخص تقارن زمان قدم و طول قدم با استفاده از الگوریتم تردمیل مبتنی بر سرعت (VBT) و برنامه‌نویسی محاسبه شدند. برای تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها از آزمون تی-همبسته و آزمون آنالیز مکرر واریانس استفاده شد ( $p < 0.05$ ).

**یافته‌ها:** نتایج تحقیق حاضر نشان داد که با افزایش وزن کوله‌پشتی، مدت زمان فاز استانس، سوینگ و حمایت دوگانه افزایش و طول قدم و تواتر گام‌برداری کاهش پیدا می‌کند. ارزیابی شاخص تقارن نشان داد که این شاخص با افزایش بار اعمال شده بر بدن کاهش می‌یابد و راه رفتن فرد به سمت عدم تقارن اندام راست و چپ سوق پیدا می‌کند. همچنین مشخص شد که حمل کوله‌پشتی به صورت یک‌طرفه، شاخص تقارن را نسبت به حمل کوله‌پشتی دوطرفه بیشتر تحت تاثیر قرار می‌دهد و باعث کاهش آن می‌شود که این تفاوت حین حمل کوله‌پشتی با ۱۵ درصد وزن بدن معنادار بود.

**نتیجه‌گیری:** با توجه به نتایج به دست آمده، پیشنهاد می‌شود برای بهبود شاخص تقارن اندام راست و چپ، وزن کوله‌پشتی از ده درصد وزن بدن تجاوز نکند و روش حمل کوله‌پشتی به صورت دوطرفه باشد.

**واژه‌های کلیدی:** شاخص تقارن؛ پارامترهای زمانی-فضایی گام‌برداری؛ کوله‌پشتی؛ کینماتیک

نویسنده مسئول: مهديه ابراهيم‌پور، استادیار گروه ریاضی، دانشکده علوم ریاضی، دانشگاه ولی عصر (عج)، رفسنجان، ایران  
 آدرس ایمیل: m.ebrahimpour@vru.ac.ir

## مقدمه و اهداف

حمل بار نامتوازن در حین راه رفتن، فعالیتی معمول در زندگی روزمره و موقعیت‌های شغلی مختلف است. استفاده از کوله‌پشتی مناسب‌ترین راه برای حمل بار محسوب می‌شود و استفاده از آن در میان دانش‌آموزان و دانشجویان به یک عادت تبدیل شده است. حمل کوله‌پشتی معمولاً به صورت دوطرفه یا یک‌طرفه انجام می‌شود و بررسی‌ها نشان داده‌اند که حمل کوله‌پشتی به صورت یک‌طرفه برای سیستم اسکلتی-عضلانی از حمل کوله‌پشتی دوطرفه مضرتر است و هرچه وزن کوله‌پشتی بیشتر شود، تاثیر منفی آن بر سیستم اسکلتی-عضلانی و الگوی راه رفتن بیشتر خواهد شد.<sup>[۳-۱]</sup> حمل کوله‌پشتی یک‌طرفه می‌تواند منجر به افزایش فعالیت عضلات تنه و همچنین افزایش نیروی برشی و فشاری اعمال‌شده بر ستون مهره‌ها شود که در نتیجه آن درد کم‌تر در قسمت پشتی و تحتانی ستون مهره‌ها را در پی داشته باشد.<sup>[۵،۴]</sup>

آنالیزهای بیومکانیکی نشان داده‌اند که حین حمل بار به صورت یک‌طرفه، تنه تمایل به خم شدن به سمت مخالف (سمتی که بار بر آن اعمال نشده) در جهت جبران اختلال ایجادشده توسط بار خارجی را دارد. به همین جهت، گشتاور ران و زانو در سمت مخالف حین فاز استانس راه رفتن افزایش می‌یابد.<sup>[۷،۶]</sup> این موارد تنها تطابق‌های قامتی نیستند که بدن در شرایط حمل بار اتخاذ می‌کند، چرا که بدن انسان یک سیستم زنجیره حرکتی باز با درجات آزادی چندگانه است و به نظر می‌رسد یکی از مواردی که موجب تغییر در نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاورهای مفاصل بین اندام چپ و راست می‌شود، تغییر در تقارن پارامترهای زمانی-فضایی راه رفتن است.

هنگام راه رفتن طبیعی، ویژگی‌های کینتیکی، کینماتیکی و پارامترهای زمانی-فضایی گام‌برداری متقارن در نظر گرفته می‌شوند.<sup>[۹،۸]</sup> تقارن در راه رفتن به صورت توافق کامل بین اندام تحتانی چپ و راست تعریف شده است و زمانی راه رفتن متقارن محسوب می‌شود که مشخصه‌های کینتیکی، کینماتیکی و پارامترهای زمانی-فضایی برای اندام چپ و راست مشابه باشد یا اینکه از نظر آماری این تفاوت معنادار نباشد.<sup>[۱۰]</sup> به‌طور معمول عدم تقارن اندک در یک یا چند متغیر، محدوده راه رفتن طبیعی در نظر گرفته می‌شود و ممکن است نشان‌دهنده تفاوت‌های عملکردی در سهم هر اندام برای ایجاد نیروهای پیشروی و کنترل راه رفتن باشد.<sup>[۹]</sup> اما باید در نظر داشت که عدم تقارن به دلیل اختلال در یکی از اندام‌ها یا در اثر عوامل خارجی تاثیرگذار بر پارامترهای راه رفتن غیرمعمول تلقی می‌شود و غالباً منعکس‌کننده پاتولوژی راه رفتن است که باید بررسی‌های جامع‌تر در مورد آن صورت پذیرد.

یکی از عوامل خارجی تاثیرگذار بر پارامترهای گام‌برداری که ممکن است تقارن حرکتی اندام تحتانی را تحت تاثیر قرار دهد، حمل کوله‌پشتی هنگام راه رفتن است. در مطالعات انجام‌شده مشخص شده است که حمل کوله‌پشتی منجر به

کاهش سرعت راه رفتن، افزایش مدت زمان استانس و همچنین افزایش مدت زمان حمایت دوگانه می‌شود و با افزایش وزن کوله‌پشتی این تفاوت‌ها در سرعت راه رفتن، مدت‌زمان حمایت یگانه، مدت‌زمان حمایت دوگانه و مدت‌زمان فاز سوینگ افزایش پیدا می‌کند. علاوه بر این، حمل یک‌طرفه کوله‌پشتی موجب کاهش مدت‌زمان یک سیکل راه رفتن، افزایش مدت‌زمان حمایت دوگانه و همچنین کاهش دامنه نوسانات مرکز جرم نسبت به حمل کوله‌پشتی دوطرفه می‌شود.<sup>[۱۲]</sup>

با توجه به تحقیقات موجود در این حیطه، تاکنون مطالعه‌ای در زمینه بررسی تاثیر نوع حمل و وزن‌های مختلف حمل کوله‌پشتی بر تقارن راه رفتن افراد انجام نشده بود، از این رو هدف تحقیق حاضر ارزیابی تاثیر حمل کوله‌پشتی با وزن‌های مختلف به دو روش یک‌طرفه و دوطرفه بر تقارن پارامترهای زمانی-فضایی راه رفتن دختران دانشجو بود.

## مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود و جامعه آماری آن را تمامی دانشجویان دختر دانشگاه شهید باهنر کرمان تشکیل می‌دادند. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار G\*Power نسخه ۳،۱،۹،۲ تعیین شد و بر اساس آن جهت دستیابی به اندازه اثری برابر ۰/۵ در سطح معناداری ۰/۰۵ و با توان آماری ۰/۹۵ نیاز به حداقل ۱۴ آزمودنی بود که در مطالعه حاضر ۱۷ دختر سالم (سن  $21/73 \pm 1/28$  سال، قد  $162/3 \pm 47/82$  سانتی‌متر و وزن  $53/78 \pm 5/57$  کیلوگرم) که فاقد هرگونه آسیب و ناهنجاری در اندام تحتانی بودند، نمونه آماری را تشکیل دادند.<sup>[۱۳]</sup> معیارهای ورود به تحقیق حاضر شامل دانشجو بودن، داشتن سن ۱۸-۲۴ سال و شاخص توده بدن ۱۹-۲۵ بود. معیارهای خروج از تحقیق نیز شامل وجود ناهنجاری‌های واضح در اندام تحتانی، سابقه جراحی در تنه و اندام تحتانی و سابقه آسیب شدید در یک سال گذشته بود. آزمودنی‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه شهید باهنر کرمان مورد مطالعه قرار گرفتند.

پس از ارزیابی دموگرافیکی آزمودنی‌ها از آن‌ها خواسته شد تا سه مرتبه یک مسیر ۱۰ متری را با سرعت دلخواه به سمت جلو راه بروند و مدت‌زمان طی کردن مسیر با کروномتر ثبت شد. پس از سه اجراء، میانگین سرعت به‌دست‌آمده به‌عنوان سرعت خودانتخابی هر فرد، برای تنظیم کردن سرعت تردمیل (مارک تونتوری، مدل جی ۸۸۰، ساخت کشور هلند) به کار گرفته شد.<sup>[۱۴]</sup>

برای جمع‌آوری داده‌های مورد نظر، از سیستم آنالیز حرکت اپتوالکترونیک سه‌بعدی (مارک موشن آنالیز، مدل راپتور اچ، ساخت کشور آمریکا) با شش دوربین بهره گرفته شد و فرکانس نمونه‌برداری با توجه به فرکانس پایین حرکت راه رفتن، ۱۲۰ هرتز در نظر گرفته شد. بعد از آماده کردن دوربین‌ها، چهار مارکر انعکاسی پاسیو با قطر ۱۹ میلی‌متر بر استخوان پاشنه و انگشت شست پای راست و استخوان پاشنه

برای محاسبه شاخص تقارن مدت‌زمان هر قدم بین اندام چپ و راست از فرمول زیر استفاده شد<sup>[۱۱، ۲۲]</sup>:

$$SI1(i) = 1 - \frac{|Tstep\_R(i) - Tstep\_L(i)|}{\max(Tstep\_R(i), Tstep\_L(i))}$$

که در این فرمول  $Lstep\_L$  و  $Lstep\_R$  به ترتیب مدت‌زمان قدم راست و چپ و  $SI1$  شاخص تقارن مربوط به پارامتر مدت‌زمان قدم می‌باشد. به‌طور مشابه برای محاسبه شاخص تقارن طول قدم بین اندام چپ و راست از فرمول زیر استفاده شد:

$$SI2(i) = 1 - \frac{|Lstep\_R(i) - Lstep\_L(i)|}{\max(Lstep\_R(i), Lstep\_L(i))}$$

که در این فرمول  $Lstep\_L$  و  $Lstep\_R$  به ترتیب طول قدم راست و چپ و  $SI2$  شاخص تقارن مربوط به پارامتر طول قدم می‌باشد. برای به دست آوردن مقدار نهایی  $SI1$  و  $SI2$  میانگین آن‌ها در تمام پنج گام ارزیابی شده با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد:

$$SI1 = 1/N * \sum_i SI1(i)$$

$$SI2 = 1/M * \sum_i SI2(i)$$

که  $N$  و  $M$  به ترتیب تعداد جفت زمان قدم و جفت طول قدم در تست راه رفتن هستند.

تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه 26 در سطح معناداری 0/05 انجام گرفت. برای ارزیابی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون آماری شاپیرو-ویلک استفاده شد. برای ارزیابی متغیرهای زمانی-فضایی هنگام راه رفتن در وضعیت‌های مختلف از آزمون آنالیز مکرر واریانس و آزمون تعقیبی بونفرونی و برای ارزیابی تفاوت‌ها بین پای راست با پای چپ و حمل کوله‌پشتی یک‌طرفه با حمل کوله-پشتی دوطرفه از آزمون تی همبسته بهره گرفته شد.

### یافته‌ها

نتایج مربوط به پارامترهای زمانی-فضایی راه رفتن آزمودنی‌ها هنگام وضعیت‌های مختلف حمل کوله‌پشتی در جدول ۱ ارائه شده است. با توجه به نتایج به دست آمده، با افزایش وزن کوله‌پشتی مدت‌زمان استانس، مدت‌زمان سوینگ و مدت‌زمان حمایت دوگانه افزایش و تواتر گام‌برداری کاهش پیدا می‌کند. نتایج آزمون تی همبسته نشان داد که هنگام راه رفتن با کوله‌پشتی و با وزن‌های مختلف، بین وضعیت حمل یک‌طرفه و دوطرفه تفاوت معناداری در پارامترهای زمانی-فضایی راه رفتن وجود ندارد، اما نتایج آزمون آنالیز مکرر واریانس نشان‌دهنده تفاوت معنادار در پارامترهای مدت‌زمان استانس و سوینگ هنگام مقایسه راه رفتن در وضعیت بدون کوله‌پشتی با وضعیت حمل کوله‌پشتی با وزن‌های مختلف بود (جدول ۱).

و انگشت شست پای چپ آزمودنی‌ها نصب شد.<sup>[۱۵]</sup> مارکرها با استفاده از چسب دوطرفه بر بدن آزمودنی‌ها فیکس شد. در ابتدا به آزمودنی‌ها فرصت کافی داده شد تا با راه رفتن بر روی تردمیل سازگاری لازم را با آن پیدا کنند. سپس هر فرد هفت آزمون خود که شامل راه رفتن بدون کوله‌پشتی، راه رفتن با کوله‌پشتی دوطرفه با ۵ درصد وزن بدن، راه رفتن با کوله‌پشتی دوطرفه با ۱۰ درصد وزن بدن، راه رفتن با کوله‌پشتی دوطرفه با ۱۵ درصد وزن بدن، راه رفتن با کوله‌پشتی یک‌طرفه با ۵ درصد وزن بدن، راه رفتن با کوله‌پشتی یک‌طرفه با ۱۰ درصد وزن بدن و راه رفتن با کوله‌پشتی یک‌طرفه با ۱۵ درصد وزن بدن بود را تکمیل می‌کرد.<sup>[۱۵-۱۸]</sup> پای برتر تمامی آزمودنی‌ها، پای راست بود و در هنگام حمل کوله‌پشتی به روش یک‌طرفه نیز کوله‌پشتی بر شانه راست قرار می‌گرفت. در هر کدام از وضعیت‌ها پس از دو دقیقه راه رفتن، ۳۰ ثانیه ضبط صورت گرفت. ترتیب این آزمون‌ها برای هر فرد به صورت تصادفی انتخاب شد؛ بدین صورت که در داخل یک ظرف هفت قرعه وجود داشت که افراد برای هر نوبت یکی از آن‌ها را برمی‌داشتند. کوله‌پشتی مورد استفاده در تحقیق حاضر، کوله‌پشتی استاندارد با وزن ۷۵۰ گرم بود که برای ایجاد وزن مورد نظر از کتاب‌های مختلف استفاده شد. بند کوله‌پشتی متناسب با هر فرد توسط آزمونگر تنظیم شد. به منظور جلوگیری از خستگی، بین هر آزمون به فرد ۱۵ دقیقه استراحت داده شد.

داده‌های ضبط‌شده به وسیله سیستم آنالیز حرکت با نرم‌افزار CORTEX نسخه 2.5 پردازش شد. برای حذف نویزهای ناشی از حرکت مارکرها و هموارسازی داده‌ها، از فیلتر پایین‌گذر باترورث با فرکانس قطع ۶ هرتز استفاده شد و به منظور کاهش داده‌ها، از فیلم ضبط‌شده پنج گام متوالی استخراج شد.<sup>[۱۹، ۲۰]</sup>

یکی از مواردی که هنگام محاسبه پارامترهای زمانی-فضایی باید مورد توجه قرار گیرد، تشخیص دقیق وقایع گام‌برداری است. در شرایطی که امکان استفاده از دستگاه‌های نیروسنج و فشارسنج مقدور نباشد، اهمیت تشخیص وقایع گام‌برداری بیشتر می‌شود. در تحقیق حاضر با توجه به اینکه تردمیل مورد استفاده مجهز به صفحه نیرو نبود، برای تشخیص وقایع گام‌برداری از الگوریتم تردمیل مبتنی بر سرعت (VBT) که توسط زنی و همکاران ارائه شده بود، استفاده شد.<sup>[۲۱]</sup> با استفاده از این الگوریتم و مختصات مارکر پاشنه، زمانی که مؤلفه سرعت در جهت X از مقادیر مثبت به سمت مقادیر منفی تغییر جهت می‌دهد به عنوان تماس پاشنه و زمانی که این مؤلفه از مقادیر منفی به سمت مقادیر مثبت تغییر جهت می‌دهد به عنوان جدا شدن پنجه در نظر گرفته می‌شود. با توجه به مفروضات ذکر شده، برنامه‌نویسی آن با استفاده از نرم‌افزار متلب نسخه ۲۰۱۹ انجام شد و پارامترهای مدت‌زمان استانس، مدت‌زمان سوینگ، مدت‌زمان حمایت دوگانه، تواتر گام‌برداری، طول قدم، مدت‌زمان قدم و شاخص تقارن محاسبه گردید.

**جدول ۱.** متغیرهای زمانی-فضایی راه رفتن حین حمل کوله‌پشتی با وضعیت‌های مختلف (میانگین  $\pm$  انحراف استاندارد)

متغیر	وضعیت حمل کوله‌پشتی							
	بدون کوله-پشتی		با ۵ درصد از وزن بدن		با ۱۰ درصد از وزن بدن		با ۱۵ درصد از وزن بدن	
	یک طرفه	دوطرفه	یک طرفه	دوطرفه	یک طرفه	دوطرفه	یک طرفه	دوطرفه
مدت زمان استانس (ثانیه)	۰/۶۶±۰/۰۸	۰/۶۸±۰/۰۶	۰/۶۷±۰/۰۷	۰/۷۰±۰/۰۶*	۰/۷۱±۰/۰۷*	۰/۷۳±۰/۰۸*	۰/۷۲±۰/۰۶*	
مدت زمان سوینگ (ثانیه)	۰/۴۱±۰/۰۴	۰/۴۴±۰/۰۵	۰/۴۳±۰/۰۶	۰/۴۵±۰/۰۶*	۰/۴۵±۰/۰۵*	۰/۴۶±۰/۰۶*	۰/۴۶±۰/۰۶*	
مدت زمان حمایت دوگانه (ثانیه)	۰/۱۷±۰/۰۲	۰/۱۸±۰/۰۲	۰/۱۸±۰/۰۳	۰/۱۹±۰/۰۲	۰/۱۹±۰/۰۳	۰/۱۹±۰/۰۲	۰/۱۹±۰/۰۳	
تواتر گام-برداری (قدم در دقیقه)	۹۱/۹۸±۵/۴۷	۹۰/۳۲±۶/۲۰	۸۹/۷۶±۴/۷۸	۸۸/۹۸±۵/۱۲	۸۸/۷۳±۳/۳۱	۸۷/۱۹±۴/۳۷	۸۷/۳۴±۲/۳۶	

\* نشان‌دهنده تفاوت معنادار در پارامتر زمانی-فضایی بین وضعیت راه رفتن با کوله‌پشتی با راه رفتن بدون کوله‌پشتی ( $P < 0.05$ )

جدول ۲ نتایج مربوط به پارامترهای مدت زمان قدم و طول قدم در پای راست و چپ را نشان می‌دهد. با توجه به یافته‌های به دست آمده، به طور کلی با افزایش وزن کوله‌پشتی مدت زمان قدم افزایش و طول قدم کاهش می‌یابد. نتایج آزمون تی همبسته نشان داد که مدت زمان

قدم پای راست در مقایسه با پای چپ بیشتر است و این تفاوت با افزایش وزن کوله‌پشتی بزرگتر می‌شود. در مورد پارامتر طول قدم نیز نتایج نشان داد که طول قدم پای راست طویل‌تر از طول قدم پای چپ است و با افزایش وزن کوله‌پشتی این تفاوت افزایش می‌یابد (جدول ۲).

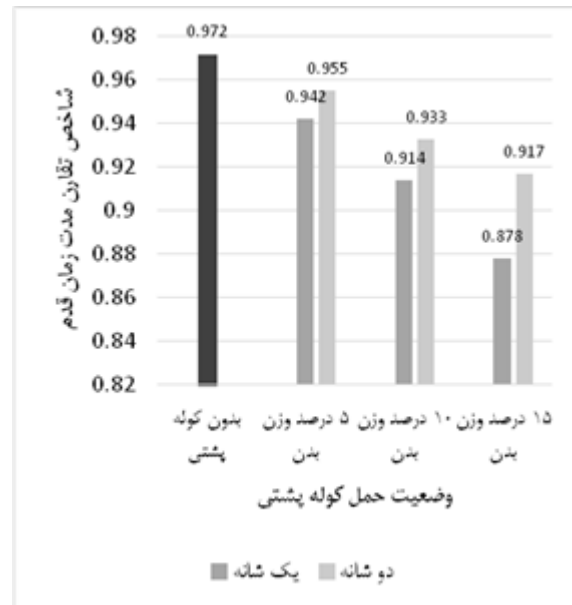
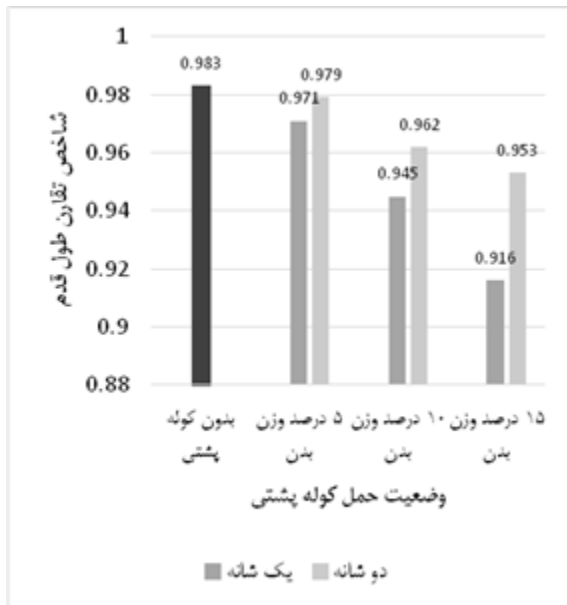
**جدول ۲.** مقایسه پارامترهای مدت زمان قدم و طول قدم بین پای راست و چپ هنگام راه رفتن با وضعیت‌های مختلف حمل کوله‌پشتی (میانگین  $\pm$  انحراف استاندارد)

متغیر	وضعیت حمل کوله‌پشتی							
	بدون کوله-پشتی		با ۵ درصد از وزن بدن		با ۱۰ درصد از وزن بدن		با ۱۵ درصد از وزن بدن	
	یک طرفه	دوطرفه	یک طرفه	دوطرفه	یک طرفه	دوطرفه	یک طرفه	دوطرفه
مدت زمان پای راست	۰/۵۴±۰/۰۴	۰/۵۸±۰/۰۳	۰/۵۷±۰/۰۴	۰/۶۰±۰/۰۶	۰/۶۰±۰/۰۵	۰/۶۲±۰/۰۶	۰/۶۱±۰/۰۵	
مدت زمان پای چپ	۰/۵۳±۰/۰۴	۰/۵۴±۰/۰۴	۰/۵۴±۰/۰۴	۰/۵۵±۰/۰۵	۰/۵۶±۰/۰۴	۰/۵۷±۰/۰۵	۰/۵۶±۰/۰۳	
P value (ثانیه)	۰/۲۹۳	۰/۰۴۸*	۰/۰۹۲	۰/۰۰۱*	۰/۰۳۷*	۰/۰۰۱*	۰/۰۰۱*	
طول قدم پای راست (متر)	۰/۴۵±۰/۰۲	۰/۴۳±۰/۰۲	۰/۴۳±۰/۰۲	۰/۴۳±۰/۰۲	۰/۴۳±۰/۰۲	۰/۴۲±۰/۰۲	۰/۴۱±۰/۰۲	
طول قدم پای چپ (متر)	۰/۴۴±۰/۰۲	۰/۴۲±۰/۰۲	۰/۴۲±۰/۰۲	۰/۴۱±۰/۰۲	۰/۴۱±۰/۰۲	۰/۳۹±۰/۰۲	۰/۴۰±۰/۰۲	
P value	۰/۳۸۱	۰/۱۲۸	۰/۲۹۲	۰/۰۷۶	۰/۰۹۹	۰/۰۳۲*	۰/۰۹۷	

\* نشان‌دهنده تفاوت معنادار بین پای چپ و راست ( $P < 0.05$ )

نتایج مربوط به بررسی شاخص تقارن در نمودار ۱ ارائه شده است. ارزیابی شاخص تقارن مدت زمان قدم و طول قدم نشان داد که شاخص تقارن با افزایش وزن کوله‌پشتی کاهش می‌یابد و راه رفتن فرد به سمت عدم تقارن اندام راست و چپ سوق پیدا می‌کند. با توجه به نتایج آزمون آنالیز مکرر واریانس، در مورد شاخص تقارن مدت زمان قدم، تفاوت بین راه رفتن بدون کوله‌پشتی با حمل کوله‌پشتی با ۱۰ و ۱۵ درصد وزن بدن (در هر دو وضعیت یک طرفه و دوطرفه) معنادار گزارش شد. در مورد شاخص طول قدم نیز تفاوت بین راه رفتن بدون کوله‌پشتی با حمل کوله‌پشتی با ۱۰

درصد وزن بدن (در وضعیت حمل یک طرفه) و ۱۵ درصد وزن بدن (در دو وضعیت حمل یک طرفه و دوطرفه) معنادار گزارش شد. در مورد شاخص طول قدم نیز تفاوت بین راه رفتن بدون کوله‌پشتی با حمل کوله‌پشتی با ۱۰ درصد وزن بدن (در وضعیت حمل یک طرفه) و ۱۵ درصد وزن بدن (در دو وضعیت حمل یک طرفه و دوطرفه) معنادار گزارش شد. در مورد شاخص طول قدم نیز تفاوت بین راه رفتن بدون کوله‌پشتی با حمل کوله‌پشتی با ۱۰ درصد وزن بدن (در دو وضعیت حمل یک طرفه و دوطرفه) معنادار گزارش شد. در مورد شاخص طول قدم نیز تفاوت بین راه رفتن بدون کوله‌پشتی با حمل کوله‌پشتی با ۱۰ درصد وزن بدن (در دو وضعیت حمل یک طرفه و دوطرفه) معنادار بود (نمودار ۱).



**نمودار ۱.** مقایسه شاخص تقارن مدت زمان قدم (نمودار سمت چپ) و شاخص تقارن طول قدم (نمودار سمت راست) بین وضعیت حمل کوله‌پشتی یک‌طرفه و دوطرفه با وزن‌های مختلف  
\*نشان‌دهنده تفاوت معنادار بین حمل کوله‌پشتی یک‌طرفه و دوطرفه ( $P < 0.05$ )  
+نشان‌دهنده تفاوت معنادار بین وضعیت راه رفتن بدون کوله‌پشتی با وضعیت راه رفتن با کوله‌پشتی ۵، ۱۰ و ۱۵ درصد وزن بدن ( $P < 0.05$ )

## بحث

استراتژی‌های متفاوت کنترل و پیشروی به آن نگاه کرد. در این حالت، علت‌های متفاوتی برای توجیه عدم تقارن عملکردی ارائه شده است که شامل تفاوت قدرت و ویژگی‌های آنروپومتریکی بین دو اندام تحتانی و همین‌طور مکانیزم‌های جبرانی سیستم عصبی می‌شود؛ بنابراین بر اساس اطلاعات موجود به نظر می‌رسد که عمل راه رفتن در افراد سالم به‌طور طبیعی نامتقارن است و این رفتار نامتقارن در نتیجه انجام وظایف متفاوت مانند حمل کوله‌پشتی افزایش می‌یابد، البته باید در نظر داشت که در تحقیق حاضر تاثیر حاد حمل کوله‌پشتی بر تقارن حرکتی ارزیابی شده است، این در حالی است که در فعالیت‌های روزمره مدت زمان حمل کوله‌پشتی طولانی‌تر است که این موضوع می‌تواند باعث تشدید نتایج به‌دست‌آمده شود. حمل طولانی‌مدت کوله‌پشتی به روش یک‌طرفه منجر به افزایش ناهنجاری سربه‌جلو می‌شود و همچنین بالا رفتن شانه سمتی که کوله‌پشتی حمل می‌کند را در پی دارد که موجب ناهنجاری شانه نابرابر می‌شود.<sup>[۲۱]</sup> این تغییرات انحراف ستون مهره‌ها از خط مرکزی را در پی خواهد داشت و باعث ایجاد اسکولیوز در ستون فقرات، عدم توازن عضلات ناحیه کمر و پشت و در نهایت درد در ناحیه کمر، پشت و شانه می‌شود<sup>[۲۶]</sup> که جمیع موارد ذکرشده نیز عدم تقارن در اندام راست و چپ هنگام راه رفتن را موجب خواهد شد.

هنگام حمل کوله‌پشتی موقعیت مرکز جرم به سمتی که بار اعمال شده است، جابه‌جا می‌شود. موقعیت مرکز ثقل به-عنوان یک متغیر انفعالی که سیستم عصبی مرکزی در جهت کنترل پاسچر از آن استفاده می‌کند، شناخته می‌شود. برای حفظ تعادل پویا، فردی که بار بر او اعمال شده است تمایل

هدف از انجام تحقیق حاضر ارزیابی پارامترهای زمانی-فضایی راه رفتن و محاسبه شاخص تقارن اندام تحتانی حین حمل کوله‌پشتی با وزن‌های مختلف و به دو روش حمل یک‌طرفه و دوطرفه بود. نتایج به‌دست‌آمده نشان داد که به‌طور کلی شاخص تقارن تحت تاثیر بار اعمال‌شده بر بدن قرار می‌گیرد و هرچه بار اعمال‌شده بیشتر باشد، اندام تحتانی به سمت عدم تقارن بیشتر میل می‌کند. همچنین مشخص شد که حمل کوله‌پشتی به روش یک‌طرفه نسبت به حمل کوله‌پشتی به روش دوطرفه، باعث کاهش بیشتر تقارن پارامترهای زمانی-فضایی گام‌برداری می‌شود.

باید در نظر داشت که در حالت راه رفتن عادی (راه رفتن بدون حمل کوله‌پشتی) نیز تقارن کامل بین دو اندام وجود نداشت. در این زمینه یک نظریه توسط صادقی و همکاران ارائه شده است که تقارن راه رفتن را از دیدگاه عملکردی بررسی می‌کند. 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. بر این اساس، هنگام راه رفتن پای غیربرتر از نظر عملکردی برای انجام وظیفه حمایت یا کنترل به کار گرفته می‌شود، در حالی که پای برتر از نظر عملکردی بیشتر عمل پیشروی را بر عهده دارد که این مطلب در مطالعات دیگری نیز مورد حمایت قرار گرفته است.<sup>[۲۳-۲۵]</sup> بر اساس این نظریه، تفاوت بین عملکرد اندام‌ها در زمان راه رفتن اغلب با عنوان "عدم تقارن عملکردی" خوانده می‌شود که در افراد سالم نباید به‌عنوان یک پدیده پاتولوژیکی در نظر گرفته شود، بلکه باید از دیدگاه

برای ارزیابی میزان ناکارآمدی عملکردی فرد در نظر گرفته می‌شود و عدم توجه به این موضوع می‌تواند عواقب و آثار منفی مختلفی را در پی داشته باشد.

### نتیجه گیری

با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر، حمل کوله‌پشتی باعث کاهش تقارن پارامترهای زمانی-فضایی راه رفتن می‌شود و هرچه وزن کوله‌پشتی افزایش یابد، شاخص تقارن کاهش می‌یابد. همچنین با بررسی دو روش متداول حمل کوله‌پشتی به صورت یک‌طرفه و دوطرفه، مشخص شد که عدم تقارن راه رفتن هنگام حمل کوله‌پشتی به روش یک‌طرفه نسبت به روش حمل دوطرفه افزایش می‌یابد؛ از این رو، علاوه بر تمام محاسنی که برای حمل کوله‌پشتی به روش دوطرفه در مطالعات مختلف ذکر شده است، می‌توان به بالاتر بودن شاخص تقارن پارامترهای زمانی-فضایی راه رفتن هنگام حمل کوله‌پشتی دوطرفه نسبت به حمل کوله‌پشتی یک-طرفه اشاره کرد.

### تشکر و قدردانی

نویسندگان بر خود لازم می‌دانند از معاونت محترم پژوهشی دانشگاه شهید باهنر کرمان که اجازه استفاده از آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی برای اجرای تحقیق حاضر را فراهم نمودند و همچنین از همه شرکت‌کنندگان حاضر در پژوهش، نهایت تشکر و سپاس را نمایند.

دارد تا مرکز جرم را به محدوده پایداری برگرداند.<sup>[۱۲]</sup> این کار می‌تواند به وسیله مکانیزم‌های جبرانی مختلف تحقق یابد که با توجه به نتایج به دست آمده به نظر می‌رسد یکی از این مکانیزم‌ها افزایش مدت زمان فاز استقرار پای سمتی است که بار بر آن اعمال شده است. ژانگ و همکاران با بررسی نیروی عکس‌العمل زمین حین راه رفتن با حمل بار نامتقارن به این نتیجه رسیدند که نیروی عکس‌العمل زمین در جهت عمودی در سمتی که بار اعمال شده کمتر و در سمت مخالف این نیرو بیشتر است و با افزایش بار اعمال شده نیروی عکس-العمل زمین در جهت عمودی افزایش می‌یابد.<sup>[۱۵]</sup> این نتایج موجب تفسیر بهتر یافته‌های تحقیق حاضر می‌شود. در مطالعه حاضر فرد در زمان حمل کوله‌پشتی یک‌طرفه، مدت-زمان بیشتری را در فاز استانس پای موافق سمت بار اعمال-شده سپری می‌کند و زمان بیشتر سپری شده در فاز استانس موجب می‌شود که نیروی عکس‌العمل زمین به طور متوازن در کف پا توزیع شود، اما در پای سمت مخالف این موضوع برعکس می‌شود و فرد مدت‌زمان کمتری در فاز استانس قرار می‌گیرد که افزایش نیروی عکس‌العمل زمین در جهت عمودی را در پی دارد. عدم تقارن در پارامتر نیروی عکس-العمل زمین بین دو اندام باعث عدم تقارن در گشتاورهای مفصلی می‌شود و اگر این اتفاق به طور مداوم مفاصل را تحت تاثیر قرار دهد، می‌تواند عوارض گوناگونی از جمله تخریب غضروف مفصلی را در پی داشته باشد و نهایتاً خطر ابتلا به بیماری‌های مفصلی را افزایش دهد.

در نهایت باید در نظر داشت که در حوزه عملکردی، وجود تقارن یا عدم تقارن در راه رفتن به عنوان متغیری مهم

### منابع

1. Wang J, Gillette JC. Carrying asymmetric loads while walking on an uneven surface. *Gait & Posture*. 2018;65:39-44.
2. Pascoe DD, Pascoe DE, Wang YT, Shim D-M, Kim CK. Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. *Ergonomics*. 1997;40(6):631-40.
3. Hong Y, Brueggemann G-P. Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill. *Gait & Posture*. 2000;11(3):254-9.
4. Marras WS, Granata KP. Spine loading during trunk lateral bending motions. *Journal of biomechanics*. 1997;30(7):697-703.
5. Zhang XA, Ye M, Wang CT. Effect of unilateral load carriage on postures and gait symmetry in ground reaction force during walking. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2010;13(3):339-44.
6. Matsuo T, Hashimoto M, Koyanagi M, Hashizume K. Asymmetric load-carrying in young and elderly women: relationship with lower limb coordination. *Gait Posture*. 2008;28(3):517-20.
7. Nottrodt JW, Manley P. Acceptable loads and locomotor patterns selected in different carriage methods. *Ergonomics*. 1989;32(8):945-57.
8. Lythgo N, Wilson C, Galea M. Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait Posture*. 2009;30(4):502-6.
9. Sadeghi H. Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait Posture*. 2003;17(3):197-204.
10. Butt SJ, Leuret JM, Kiehn O. Organization of left-right coordination in the mammalian locomotor network. *Brain research Brain research reviews*. 2002;40(1-3):107-17.
11. 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.
12. Crowe A, Schiereck P, Keessen W. Gait adaptations of young adult females to hand-held loads determined from ground reaction forces. *Gait & Posture*. 1993;1(3):154-60.
13. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G\*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods*. 2007;39(2):175-91.

14. Werner C, Lindquist AR, Bardeleben A, Hesse S. The influence of treadmill inclination on the gait of ambulatory hemiparetic subjects. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2007;21(1):76-80.
15. Chow DH, Kwok ML, Au-Yang AC, Holmes AD, Cheng JC, Yao FY, et al. The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls. *Ergonomics*. 2005;48(6):642-56.
16. Li SSW, Chow DHK. Effects of backpack load on critical changes of trunk muscle activation and lumbar spine loading during walking. *Ergonomics*. 2018;61(4):553-65.
17. Chen Y-L, Mu Y-C. Effects of backpack load and position on body strains in male schoolchildren while walking. *PLOS ONE*. 2018;13(3):e0193648.
18. Vieira MF, Lehnen GC, Noll M, Rodrigues FB, de Avelar IS, da Costa PHL. Use of a backpack alters gait initiation of high school students. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2016;28:82-9.
19. Naderi S, Mohammadipour F, Amir Seyfaddini MR. Kinematics of Lower Extremity During Forward and Backward Walking on Different Gradients. *USWR*. 2017;7(2):71-8.
20. Naderi S, Mohammadipour F, Amir Seyfaddini M. The Effects of Different Walking Inclinations on Knee Angle in the Frontal Plane of Patients with Varus Malalignment. *USWR*. 2014;4(3):139-44.
21. Zeni JA, Jr., Richards JG, Higginson JS. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait Posture*. 2008;27(4):710-4.
22. Tura A, Raggi M, Rocchi L, Cutti AG, Chiari L. Gait symmetry and regularity in transfemoral amputees assessed by trunk accelerations. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2010;7:4.
23. Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science*. 1997;16(2):243-58.
24. Gregg RD, Dhaher YY, Degani A, Lynch KM. On the mechanics of functional asymmetry in bipedal walking. *IEEE transactions on bio-medical engineering*. 2012;59(5):1310-8.
25. Gregg RD, Degani A, Dhaher Y, Lynch KM. The basic mechanics of bipedal walking lead to asymmetric behavior. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics : [proceedings]*. 2011;2011:5975459.
26. Mannheimer JS, Rosenthal RM. Acute and chronic postural abnormalities as related to craniofacial pain and temporomandibular disorders. *Dental Clinics of North America*. 1991;35(1):185-208.