Published Online: 2020.March.23

Research Article

Archive of SID

Effect of Upper Extremity Splinting on Walking Speed and Cadence

Razieh Yousefian Molla[1], Heydar Sadeghi[*2], Farzam Farahmand[3], Mohammad Ali Azarbayjani[4]

1. PhD Candidate of Sports Biomechanics, Department of Sports Physiology and Biomechanics, Central Tehran Branch Islamic Azad University, Tehran, Iran
2. Professor, Department of Sports Biomechanics, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Professor, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran
4. Professor, Department of Sports Physiology, Central Tehran Branch Islamic Azad University, Tehran, Iran

Received: 2020.February.29 **Revised: 2020. March.10** **Accepted: 2020.March.11**

Abstract

Background and Aims: Upper extremity movements and hands can alter or interfere with walking patterns, but they are usually ignored in gait analyses. The present study aimed to investigate the effect of upper extremity splinting on walking speed and cadence.

Materials and Methods: A total of 30 healthy individuals (Mean±SD: 29.56±5.34years, BMI: 24.06±3.25 kg/cm^2) were asked to walk in front of the Vicon motion analysis system at their usual speed and then at the same speed with the dominant and then non-dominant hand position on the splint. Then, using MATLAB software, data were extracted and analyzed using descriptive statistics (Mean and SD), Shapirovik test (to check the normality of data distribution), and paired t-test to compare walking speed and cadence.

Results: The results of the t-test showed a significant difference between the normal swing and dominant hand position in the splint as well as the natural swing and the non-dominant hand position in the splint in the moving average variable walking speed. However, in terms of cadence, despite the mean decrease, there was no significant difference between any of the conditions and patterns compared to the natural pattern. ($p \leq 0.05$).

Conclusion: According to the results of the study, it can be suggested that sling should not be used to maintain normal walking speed in unnecessary cases in different patients, because these individuals may experience changes in walking patterns, imbalances, and falls due to increased walking speed.

Keywords: Walking; Splinting; Upper extremity; Speed; Cadence

Cite this article as: Razieh Yousefian Molla, Heydar Sadeghi, Farzam Farahmand, Mohammad Ali Azarbayjani. Effect of Upper Extremity Splinting on Walking Speed and Cadence. J Rehab Med. 2020; 9(1): 252-258.

Corresponding Author: Professor, Department of Sports Biomechanics, Kharazmi University, Tehran, Iran
Email: sadeghih@yahoo.com

DOI: 10.22037/jrm.2020.113290.2342

www.SID.ir

Archive of SID

تاثیر آتل‌گیری اندام فوقانی بر سرعت و آهنگ راه رفتن

راضیه یوسفیان ملا[۱]، حیدر صادقی[۲*]، فرزام فرهمند[۳]، محمدعلی آذربایجانی[۴]

۱. دانشجوی دکترای بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران
۲. استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استاد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران ایران
۴. استاد، گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۸/۱۲/۱۰ بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۱۰/۲۰ پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۱۲/۲۱ *

چکیده

مقدمه و اهداف

حرکات اندام فوقانی و دست‌ها می‌توانند الگوهای حرکتی راه رفتن را تغییر داده و یا در آن مداخله ایجاد کنند، اما معمولا در تجزیه‌وتحلیل‌های راه رفتن این بخش نادیده گرفته می‌شود. هدف از پژوهش حاضر بررسی تاثیر آتل‌گیری اندام فوقانی بر سرعت و آهنگ راه رفتن می‌باشد.

مواد و روش‌ها

از ۳۰ نفر آزمودنی سالم (میانگین±انحراف معیار سن: ۵/۳۴±۲۹/۵۶ سال، BMI: ۳/۲۵±۲۴/۰۶ کیلوگرم بر متر مربع) خواسته شد ابتدا به‌صورت عادی و با سرعت معمول خود و سپس در همان سرعت با قرارگیری دست غالب و سپس دست غیرغالب در آتل، در مقابل سیستم آنالیز حرکت Vicon راه بروند. سپس با استفاده از نرم‌افزار متلب، داده‌ها استخراج و جهت تجزیه‌وتحلیل از آمار توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد)، آزمون شاپیرو–ویک (بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها) و آزمون t همبسته برای مقایسه سرعت و آهنگ راه رفتن هر کدام از الگوها با وضعیت عادی استفاده گردید ($p\leq ۰.۰۵$).

یافته‌ها

نتایج آزمون t همبسته اختلاف معناداری را بین دو وضعیت نوسان طبیعی و قرارگیری دست غالب در آتل و نیز نوسان طبیعی و قرارگیری دست غیرغالب در آتل در میانگین متغیر سرعت راه رفتن نشان داد، اما در زمینه آهنگ راه رفتن علی‌رغم کاهش میانگین، بین هیچ‌کدام از وضعیت‌ها و الگوها در مقایسه با الگوی نوسان طبیعی تفاوت معناداری دیده نشد ($p\leq ۰.۰۵$).

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج پژوهش حاضر شاید بتوان عنوان کرد که بهتر است در موارد عدم ضروری در بیماران مختلف، جهت حفظ سرعت راه رفتن نرمال، از اسلینگ استفاده نشود، زیرا این افراد به‌دلیل ایجاد افزایش سرعت در راه رفتن ممکن است دچار تغییر در الگوی راه رفتن، عدم تعادل و زمین خوردن شوند.

واژه‌های کلیدی

راه رفتن؛ آتل؛ اندام فوقانی؛ سرعت؛ آهنگ راه رفتن

نویسنده مسئول: حیدر صادقی، استاد، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

آدرس الکترونیکی: sadeghih@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

چرخه راه رفتن[1] انسان شامل دو مرحله اصلی است که در یک مرحله آن پای مورد نظر یا مرجع بر روی زمین قرار گرفته (فاز استقرار[2]) و به‌دنبال آن در مرحله دوم از زمین بلند می‌شود و در فضا نوسان می‌یابد (فاز نوسان[3]).[1, 2] فاز استقرار حدود ۶۰٪ از راه رفتن و فاز نوسان حدود ۴۰٪ از آن را بر عهده دارد. در ارتباط با مکانیسم راه رفتن، حقیقت آشکار این است که علاوه بر اندام تحتانی، تنه و اندام فوقانی نیز در تمام مراحل راه رفتن در حال حرکت هستند.[1] تحقیقات گسترده در این زمینه‌ها حاکی از این اصل است 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[1]، هماهنگی عصبی-عضلانی فراوانی بین حرکات اندام فوقانی و تحتانی در طول جابه‌جایی راه رفتن وجود دارد.[3] در واقع در حین راه رفتن اگرچه اندام تحتانی به‌طور متناوب به جلو و عقب می‌رود، اما اندام فوقانی نیز به‌طور ریتمیک معلق بوده و به سمت جلو و عقب نوسان دارد. در طول این نوسان که همراه با چرخش تنه حول محور عمودی رخ می‌دهد، کمربند شانه‌ای نیز حرکتی در جهتی مخالف با لگن انجام داده و به‌دنبال آن بازوها همراه با نوسان پای مخالف به نوسان درمی‌آیند.[1] این امر به‌گونه‌ای است که پای چپ و سمت چپ لگن همراه با بازوی راست و کمربند شانه‌ای به جلو حرکت می‌کند و بالعکس.[3] از فواید اصلی نوسان اندام فوقانی در طول راه رفتن می‌توان به عواملی مانند کاهش انتقال عمودی مرکز جرم (COM[4])، کاهش گشتاور زاویه‌ای یا گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین (GRF) و نیز افزایش ثبات راه رفتن اشاره نمود.[4] همچنین این باور مستند وجود دارد که وجود نوسان در اندام فوقانی در هنگام راه رفتن باعث کاهش میزان مصرف و هزینه انرژی به‌علت مقابله با گشتاور زاویه‌ای می‌شود که به اندام فوقانی انتقال یافته و ما نیازمند مقابله با آن هستیم[5]؛ در نتیجه‌ی این عمل حرکت پاها تسهیل شده[6-8] و نیز باعث افزایش ثبات و حفظ تعادل در فرد در طی این حرکت می‌گردد.[9] با توجه به مطالب گفته‌شده و اهمیت بیومکانیک راه رفتن به‌عنوان یک سیستم بیولوژیکی که دارای فرآیند کاملا مکانیکی و بیومکانیکی است، حرکت راه رفتن به میزان وسعت حرکت تنه و اندام فوقانی وابسته بوده و حرکات اندام فوقانی و دست‌ها می‌توانند الگوهای حرکتی راه رفتن را تغییر و یا در آن مداخله ایجاد کنند[10-12]، اما معمولا در تجزیه‌وتحلیل‌های راه رفتن بخش اندام فوقانی را نادیده گرفته[6] و یا آن را به‌صورت HAT[5] در نظر می‌گیرند؛ بنابراین با توجه به مطالب فوق شاید بتوان این‌گونه فرض کرد که ایجاد و بروز بی‌حرکتی در یک یا دو سمت اندام فوقانی ممکن است بتواند بر بیومکانیک راه رفتن و متغیرهای زمانی آن از جمله سرعت و آهنگ گام‌برداری موثر باشد. مطالعات گوناگونی روش-های متفاوتی جهت بی‌حرکت کردن اندام فوقانی در زمان راه رفتن اتخاذ نمودند که از جمله آن می‌توان به مطالعه ددیو و زنون (۲۰۱۲)[13] که شامل بستن دستان به سینه‌ها، مطالعه بوسچبک و جینگ (۲۰۱۲)[14] که شامل نگهداری دست در جیب و یا بستن دست‌ها به کنار بدن توسط بانداژ است و نیز پژوهش پونزر و همکارانش (۲۰۰۹)[15] اشاره نمود. در همگی این مطالعات مشخص شد که تغییر در نوسان اندام فوقانی و یا حذف آن بر پارامترهای راه رفتن تاثیرگذارند، اما در هیچ‌کدام از این مطالعات به‌طور مستقیم تاثیر بی‌حرکتی و آتل‌گیری دست غالب و غیرغالب بر تغییرات ایجادشده در الگوی راه رفتن طبیعی مورد مطالعه قرار نگرفتند و توجه سایر مطالعات از دید بالینی و استفاده از آتلی که در بسیاری از موارد بیماران و افراد مختلف دچار سانحه، از آن استفاده می‌کنند، نبوده و روش آنها بر ایجاد بی‌حرکتی اندام فوقانی در شرایطی غیرطبیعی (مانند قرارگیری دست در جیب و بستن دست‌ها به سینه و غیره) تاکید داشته است. از آنجایی که در بسیاری از مواقع افراد سالم و مبتلا به بیماری‌های مختلف، ناچار به آتل‌گیری و یا بستن اندام فوقانی خود در اثر حوادثی مانند شکستگی، سکته مغزی و غیره می‌باشند، بررسی تغییر در الگوی حرکتی و راه رفتن این افراد، ضروری به نظر می‌رسد تا در صورت نیاز به این بی‌حرکتی، تغییرات الگوی راه رفتن این افراد مد نظر قرار گیرد، از ایجاد عواقب بعدی مانند عدم تعادل، زمین خوردن و غیره پیشگیری به عمل آید و از طرفی دیگر نیز توجه به تمرینات مربوط به نوسان اندام فوقانی علاوه بر اندام تحتانی در زمان آموزش راه رفتن مد نظر باشد. از سوی دیگر، از آنجایی که در راه رفتن، پارامترهایی مانند سرعت و آهنگ گام‌برداری، در محیط‌های ثابت و متحرک می‌تواند به تعیین زودهنگام پتانسیل-های زمین خوردن[14, 16] کمک نماید و ثبت اختلالات راه رفتن و تغییرات مرتبط با توانبخشی را آسان کند[17] و ارزیابی دقیقی از نظر زمانی در طول راه رفتن ارائه دهد، هدف از پژوهش حاضر بررسی تاثیر آتل‌گیری اندام فوقانی بر سرعت و آهنگ راه رفتن می‌باشد.

مواد و روش‌ها

۳۰ نفر آزمودنی زن سالم ۲۰ تا ۴۰ ساله (میانگین±انحراف معیار سن: ۵/۳۴±۲۹/۵۶ سال، BMI: ۳/۲۵±۲۴/۰۶ کیلوگرم بر متر مربع)، با روش نمونه‌گیری در دسترس برای شرکت در پژوهش حاضر شرکت کردند. هدف انتخاب این دامنه سنی، در نظر گرفتن این اصل بود که در این رده سنی، بیشترین تغییرپذیری با اعمال مداخلات اعمالی در راه رفتن مشاهده می‌شود[18] زیرا با افزایش سن، الگوی راه رفتن

[1] Gait
[2] Stance Phase
[3] Swing Phase
[4] Center of Mass
5 .Head Arm Trunk

www.SID.ir

Archive of SID

در افراد عادی معمولا ثابت شده و تغییرات اعمالی در پی ایجاد مداخله در آن قابل مشاهده نمی‌باشد؛ بنابراین از درون جامعه آماری در دامنه سنی ۲۰ تا ۴۰ سال در دسترس، افرادی که تمایل به شرکت در پژوهش داشتند در مطالعه حاضر وارد شدند.

از تمامی شرکت‌کنندگان در پژوهش حاضر رضایت‌نامه کتبی گرفته شد و به تمامی آنها آگاهی کامل در زمینه مراحل انجام پژوهش حاضر داده شد. پس از آن ابتدا ارزیابی‌های اولیه توسط پرسشنامه اطلاعات فردی و سلامت فیزیولوژیک، وضعیت آنتروپومتریکی، ارزیابی ناهنجاری‌های اسکلتی–عضلانی صورت گرفت تا یکسان‌سازی بین آزمودنی‌ها انتخابی صورت گیرد و نیز در صورت وجود هر گونه سابقه آسیب و بیماری‌های ارتوپدی یا نورولوژیکی، بیماری تنفسی یا قلبی–عروقی، ناهنجاری وضعیتی، سابقه جراحی، ابتلا به بیماری‌ها و اختلالات روانی و نیز امتناع از ادامه شرکت در مطالعه، آزمودنی‌ها از پژوهش خارج شدند. سپس با استفاده از روش مارکزگذاری Plug-in Gait توسط مارکرهای غیرفعال، آزمودنی‌ها در مقابل سیستم تحلیل حرکت ۱۰ دوربینه Vicon (۱۲۰ هرتز ساخت کشور انگلیس) قرار گرفتند و از آنها خواسته شد ابتدا به‌صورت عادی و سرعت معمول خود و سپس در همان سرعت با قرارگیری دست غالب و سپس غیرغالب در آتل، راه بروند. جهت عدم تغییر در سرعت راه رفتن آزمودنی‌ها، دائما به افراد مورد پژوهش تذکر داده شد که تمام مراحل ارزیابی باید با سرعت معمول آنها انجام شود.

در مرحله بعد، اطلاعات کینماتیکی و زمانی مربوط به سرعت و آهنگ راه رفتن توسط خروجی دوربین Vicon با استفاده از نرم‌افزار Nexus (نکسوس) استخراج شد. در پژوهش حاضر از روش مشاهده‌ای برای تعیین چرخه راه رفتن (شروع چرخه از زمان برخورد پاشنه‌ی یک پا به زمین و پایان آن، زمانی که مجددا پاشنه‌ی همان پا مجددا با زمین تماس پیدا کند.)، استفاده شد و مدل ساخته‌شده از راه رفتن هر فرد در نرم‌افزار نکسوس مشاهده و فریم‌هایی که در آن‌ها پاشنه‌ی پا به زمین برخورد کردند، تعیین شد. خروجی گرفته‌شده از نرم‌افزار، موقعیت مکانی هر مارکر، یعنی مختصات سه‌بعدی آن را در هر فریم که در واقع مسیر حرکت مارکرها است را تعیین و از فیلتر نرم‌افزار نکسوس (فیلتر Woltring با مد MSE و مرتبه ۱۰) استفاده شد.

در مرحله‌ی بعد برای محاسبه‌ی سرعت و آهنگ راه رفتن از نرم‌افزار متلب استفاده شد. برای محاسبه سرعت، میزان مسافتی که COM در واحد زمان طی می‌کند، محاسبه شد، اما از آنجایی که برای محاسبه مختصات COM نیاز به مارکرگذاری تمامی بخش‌های بدن (Full Body) بود، و با توجه به اینکه در مطالعه حاضر یکی از دست‌ها در آتل قرار داشت، مارکرگذاری اندام فوقانی به‌صورت کامل انجام نمی‌شد، در نتیجه امکان محاسبه‌ی مختصات COM به‌طور صحیح آن، امکان نداشت؛ بنابراین برای محاسبه‌ی سرعت راه رفتن، از روش دیگری استفاده شد. در روش به‌کارگرفته‌شده، فرض بر این شد که میزان جابه‌جایی COM با طول گام در هر چرخه‌ی راه رفتن برابر است. بنابراین با استفاده از مختصات مارکر پاشنه در ابتدا و انتهای چرخه‌ی راه رفتن طول گام اندازه‌گیری شد. برای این منظور مختصات مارکر پاشنه در لحظه‌ی شروع چرخه‌ی حرکت با $H_1=[x_1\ y_1\ z_1]$ و در لحظه‌ی پایان چرخه با $H_2=[x_2\ y_2\ z_2]$ نمایش داده شد و حرکت آزمودنی را در راستای محور x دستگاه مختصات آزمایشگاه در نظر گرفته شد و برای محاسبه‌ی طول گام از رابطه‌ی زیر استفاده شد:

$$L = |x_2 - x_1|$$

در رابطه‌ی فوق L نشان‌دهنده طول گام است. برای برآورد سرعت با محاسبه‌ی اینکه این طول در چه مدت زمانی طی شده است (T ثانیه)، از معادله زیر استفاده شد:

$$Velocity = \frac{L}{T}$$

در مرحله بعد برای محاسبه‌ی آهنگ راه رفتن، تعداد استپ‌ها در دقیقه برآورد شد. بدین‌منظور، فرض شد مدت زمانی که طول می‌کشد تا یک استپ طی شود، برابر t (برحسب ثانیه) است. از آنجایی که هر گام از دو استپ تشکیل شده است، رابطه زیر را خواهیم داشت:

$$T = 2t$$

بدین‌ترتیب از رابطه زیر برای محاسبه آهنگ راه رفتن در هر الگو استفاده شد:

$$Cadence = \frac{60}{t} = \frac{60}{T/2} = \frac{120}{T}$$

www.SID.ir

Archive of SID

به‌منظور تجزیه‌وتحلیل آماری داده‌های به‌دست‌آمده، از میانگین و انحراف استاندارد برای وصف داده‌ها، از آزمون شاپیرو–ویک برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها و از آمار استنباطی و آزمون t همبسته برای مقایسه هر کدام از الگوها (قرارگیری دست غالب در آتل و قرارگیری دست غیرغالب در آتل) نسبت به وضعیت نرمال با هدف مقایسه متغیرهای سرعت و آهنگ راه رفتن استفاده شد. تمامی مراحل تجزیه‌و-تحلیل آماری توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ و در سطح معناداری $p\leq ۰/۰۵$ صورت گرفت.

یافته‌ها

به‌منظور بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو–ویک استفاده شد و نتایج به‌دست‌آمده حاکی از این بود که توزیع داده‌ها در تمامی متغیرهای پژوهش نرمال است. پس از اطمینان از نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون t همبسته نتایج مربوط به پارامترهای سرعت و آهنگ راه رفتن در دو وضعیت قرارگیری دست غالب در آتل و دست غیرغالب در آتل با وضعیت نوسان نرمال مقایسه شد و تجزیه‌وتحلیل صورت گرفت (جدول ۱ و ۲). همان‌گونه که مشاهده می‌شود، تفاوت معناداری بین دو وضعیت نوسان طبیعی و قرارگیری دست غالب در آتل و نیز نوسان طبیعی و قرارگیری دست غیرغالب در آتل در متغیر سرعت راه رفتن مشاهده می‌شود و نیز نشان داده شده است که سرعت در تمامی این مقایسه‌ها افزایش می‌یابد، اما در زمینه آهنگ راه رفتن علی‌رغم کاهش میانگین، بین هیچ‌کدام از وضعیت‌ها و الگوها در مقایسه با الگوی نوسان طبیعی تفاوت معناداری دیده نشد ($p\leq ۰/۰۰۵$).

جدول ۱: نتایج آزمون t همبسته برای مقایسه سطوح اندازه‌گیری متغیرهای سرعت و آهنگ راه رفتن در وضعیت قرارگیری دست غالب در آتل

متغیر فضایی زمانی	الگوها	میانگین	انحراف استاندارد	T	معناداری
سرعت راه رفتن (متر/ثانیه)	نوسان طبیعی	۰/۸۸	۰/۱۵	-۴/۹۵	*۰/۰۳
	قرارگیری دست غالب در آتل	۱/۱۹	۰/۱۷		
آهنگ راه رفتن (گام/دقیقه)	نوسان طبیعی	۱۰۰/۴۸	۱۲/۳۵	۰/۶۲	۰/۵۳
	قرارگیری دست غالب در آتل	۹۹/۴۷	۱۴/۰۸		

*سطح معناداری $p\leq ۰/۰۵$

جدول ۲: نتایج آزمون t همبسته برای مقایسه سطوح اندازه‌گیری متغیرهای سرعت و آهنگ راه رفتن در وضعیت قرارگیری دست غیرغالب در آتل

متغیر فضایی زمانی	الگوها	میانگین	انحراف استاندارد	T	معناداری
سرعت راه رفتن (متر/ثانیه)	نوسان طبیعی	۰/۸۸	۰/۱۵	-۳/۸۷	*۰/۰۱
	قرارگیری دست غیرغالب در آتل	۱/۲۳	۰/۱۶		
آهنگ راه رفتن (گام/دقیقه)	نوسان طبیعی	۱۰۰/۴۸	۱۲/۳۵	۱/۹۷	۰/۵۸
	قرارگیری دست غیرغالب در آتل	۹۶/۲۲	۱۴/۲۶		

*سطح معناداری $p\leq ۰/۰۵$

بحث

هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر آتل‌گیری اندام فوقانی بر سرعت و آهنگ راه رفتن بود. همان‌طور که در بخش نتایج پژوهش مشاهده شد (جداول ۱ و ۲)، آتل‌گیری اندام فوقانی در هر دو سمت غالب و غیرغالب سبب افزایش سرعت راه رفتن شده است، اما در آهنگ راه رفتن علی‌رغم کاهش میانگین، تاثیر معناداری ندارد ($p\leq ۰/۰۵$)؛ بنابراین، این مطالعه نشان می‌دهد که سرعت الگوی راه رفتن با تغییر در نوسان اندام فوقانی بسیار تغییرپذیر است. نتایج کلی این مطالعه با برخی مطالعات قبلی[۶، ۱۹، ۲۰] مبنی بر نقش بی‌حرکتی هر کدام از اندام-های فوقانی در راه رفتن همسو بود. با توجه به این نتایج، از آنجایی که طول قدم و طول گام با افزایش سرعت راه رفتن افزایش می‌یابد، در نتیجه فرد در حین راه رفتن تعداد گام‌ها و قدم‌های کمتری را طی می‌کند و آهنگ حرکت نیز کاهش می‌یابد. شاید یکی از دلایل نتایج حاضر این امر باشد که چون با افزایش طول گام و قدم به‌طور نرمال، نوسان اندام فوقانی نیز به دلیل تغییر در میزان نیروی عکس‌العمل انتقالی از زمین تحت تاثیر قرار می‌گیرد، بنابراین بستن و آتل‌گیری هر کدام از اندام‌های فوقانی می‌تواند به‌طور معکوس بر روی گام و قدم فرد در حین راه رفتن موثر باشد.

نتایج پژوهش حاضر در زمینه بی‌حرکتی دست غالب با مطالعه فایز و همکارانش (۲۰۱۱)[۲۱] در زمینه متغیر سرعت همسو، اما در زمینه متغیر آهنگ راه رفتن ناهمسو بود. شاید بتوان یکی از دلایل عدم همخوانی را تفاوت در نوع آتل‌گیری و نوع آزمودنی‌های انتخاب‌شده در دو تحقیق در نظر گرفت زیرا در این پژوهش ناهسو، از بیماران سکته مغزی همراه با روش گچ‌گیری پلاستر برای بی‌حرکتی دست غالب

www.SID.ir

Archive of SID

استفاده شده بود، اما در مطالعه حاضر افراد سالم با آتل شانه‌ای، اندام فوقانی‌شان در سمت برتر بی‌حرکت بود و آتل تمامی بخش‌های اندام فوقانی آنها را بی‌حرکت می‌کرد؛ پس شاید بتوان این‌گونه نتیجه‌گیری کرد که با تغییر در نحوه بستن و بی‌حرکتی در اندام فوقانی ممکن است تمامی فاکتورهای مربوط به الگوی راه رفتن تحت تاثیر قرار گیرد، زیرا هنگام بستن دست‌ها و یا بی‌حرکتی آنها توسط آتل، بدن سعی در ایجاد یک حالت جبرانی در پوسچر خود در جهت عکس حرکت دارد[۲۲] و با تغییر در نحوه بی‌حرکتی میزان تغییر در پوسچر فرد و متعاقب آن توزیع نیروی عکس‌العمل زمین تحت تاثیر قرار می‌گیرد. همچنین از سوی دیگر، مطالعه لانگ (۲۰۱۱)[۲۳] و همکاران نیز با نتایج پژوهش حاضر در زمینه سرعت راه رفتن ناهمسو ولی در زمینه آهنگ راه رفتن همسو بود. شاید یکی از دلایل عدم همخوانی تفاوت در نوع آزمودنی‌ها باشد، چرا که در مطالعه لانگ بیماران تحت مطالعه افراد همی‌پلژیکی بودند که ارزیابی آنان بر اساس در نظر گرفتن سمت مبتلا و غیرمبتلا انجام شده بود، نه سمت غالب و غیرغالب. از آنجایی که در بیماران همی‌پلژیک علاوه بر اندام فوقانی یک سمت، اندام تحتانی همان سمت نیز تحت تاثیر قرار می‌گیرد، در نتیجه در مطالعه لانگ علاوه بر بی‌حرکتی یکی از اندام‌های فوقانی، این اصل که اندام تحتانی درگیر نیز خود می‌تواند عاملی جهت تغییر در تعداد گام‌ها و قدم‌ها در دقیقه باشد، باید مد نظر قرار گیرد. در زمینه نتایج مربوط به تاثیر قرارگیری دست غیرغالب در آتل بر متغیرهای سرعت و آهنگ راه رفتن نتایج تحقیق نشان‌دهنده تاثیر معنادار و افزایش سرعت راه رفتن در وضعیت قرارگیری دست غیرغالب، اما عدم تغییر معنادار در آهنگ حرکت بود ($p\leq ۰/۰۵$). این نتایج با پژوهش دریفوز و همکارانش (۲۰۱۶)[۲۴] در زمینه افزایش سرعت همسو، اما در زمینه عدم معناداری آهنگ راه رفتن ناهمسو بود. از دو دلایل اصلی عدم این همخوانی شاید بتوان به تفاوت نوع آزمودنی‌ها و شیوه بی‌حرکتی اندام غیرغالب اشاره نمود، چرا که آزمودنی‌های مطالعه ناهمسو افراد سالم و غیرفعالی بودند که بی‌حرکتی آنها همراه با تغییر در زاویه شانه (در وضعیت ابداکشن) و دور از بدن انجام گرفته و نیز شیوه‌های مختلف گچ-گیری همراه با اسلینگ و بدون آن استفاده شده بود. همان‌طور که ذکر شد با ایجاد تغییر در زاویه اندام فوقانی در حین بی‌حرکتی، نیروی منتقل‌شده از زمین سبب ایجاد تغییر پوسچرال متفاوتی در دو وضعیت ابداکشن شانه یا قرارگیری آن در کنار بدن در زمان بی‌حرکتی می-شود که خود می‌تواند عاملی جهت تغییر در طول گام و به‌دنبال آن تعداد قدم‌ها و گام‌های فرد در دقیقه باشد. به‌علاوه، نتایج این تحقیق با مطالعه فورد و همکارانش (۲۰۰۷)[۲۵] نیز همسو بود، چرا که آنان هم مثل پژوهش حاضر با مطالعه بر روی افراد سالم، به این نتیجه رسیدند که محدودیت در دست غیرغالب سبب تغییر در سرعت راه رفتن، اما عدم تغییر در آهنگ آن می‌شود؛ بنابراین شاید بتوان این‌گونه نتیجه-گیری کرد که ایجاد محدودیت در یک دست، نوسان دست مقابل را تغییر داده و جهت حفظ هماهنگی در حرکات اندام فوقانی و تحتانی میزان آن در دست محدودنشده افزایش پیدا می‌کند.

با توجه به بررسی مقالات ذکرشده شاید بتوان نتیجه گرفت از آنجایی که هنگام ایجاد محدودیت و بی‌حرکتی در هر کدام از اندام‌های فوقانی، انتقال و چرخش مرکز جرم بدن دستخوش تغییر شده و در حقیقت میزان انتقال نیرو کاهش می‌یابد، این امر سبب برگشت خوردن نیرو از اندام فوقانی به‌دلیل حذف نوسان به تنه و متعاقب آن، مجددا به پاها می‌شود و این فرآیند باعث می‌گردد تا سرعت راه رفتن افزایش یابد و متعاقب آن تعداد گام‌های کمتری در دقیقه برداشته شود. روبینت و همکاران (۱۹۸۸)[۲۶] در این زمینه گزارش کرده‌اند که سرعت راه رفتن، فعالیت‌های غیروابسته و وابسته به زندگی روزمره را تحت تاثیر قرار می‌دهد و به‌طور میانگین میزان این سرعت در افراد سالم ۴۴/۵ متر بر دقیقه است. افزایش میزان سرعت یک اصل مهم برای عملکردهای وابسته به زندگی روزانه است. با توجه به نتایج مطالعه حاضر که آتل‌گیری یک دست می‌تواند سرعت راه رفتن را افزایش دهد، استفاده از آتل‌گیری و اسلینگ دست در اندام فوقانی ممکن است یک مداليته مناسب برای توانبخشی راه رفتن در گروه‌های بیماران مختلف از جمله سکته مغزی باشد که نیازمند بالا رفتن سرعت در حین راه رفتنشان است، البته باید مطالعات بیشتری در این زمینه صورت گیرد. از سوی دیگر نیز باید در نظر داشت که این افزایش سرعت نتیجه گرفته‌شده، در افرادی که ناچار به بستن اندام فوقانی و آتل‌گیری هستند، ممکن است مشکلات متعاقبی را در جهت برهم خوردن تعادل و یا زمین خوردن آنان ایجاد نماید و همواره باید در راه رفتن عادی و معمول آنها و همچنین در توانبخشی این افراد اصل فوق‌الذکر مد نظر باشد.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج تحقیق حاضر شاید بتوان عنوان کرد که بهتر است در موارد عدم ضروری در افراد با شرایط خاص (مانند بیماران سکته مغزی و غیره) که فعالیتشان با اسلینگ و بی‌حرکتی اندام فوقانی درگیر همراه است، برای حفظ سرعت راه رفتن نرمال از اسلینگ استفاده نشود، زیرا افرادی که به هر علت این بی‌حرکتی را با اسلینگ یا گچ گرفتن تجربه می‌کنند، به‌دلیل ایجاد افزایش سرعت در راه رفتن ممکن است دچار تغییر در الگوی راه رفتن، عدم تعادل و زمین خوردن شوند. باید توجه داشت که در نظر گرفتن تاثیر تغییرات الگوی اندام فوقانی بر اندام تحتانی و راه رفتن می‌تواند نقصان عدم توجه به حرکت و الگوی قرارگیری اندام فوقانی را در حین راه رفتن جبران کرد که

www.SID.ir

Archive of SID

باعث شود تاثیر این الگوها در تمرینات توانبخشی، ورزشی و بازتوانی به‌همراه استفاده بهینه از انرژی مشخص شده و سبب بهبود کیفیت راه رفتن و بهبود کیفیت زندگی در افراد و گروه‌های مختلف سالم و بیمار گردد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر بر اساس رساله دکترای تخصصی رشته بیومکانیک ورزشی خانم راضیه یوسفیان ملا که تحت نظر اساتید راهنما جناب آقایان دکتر حیدر صادقی و دکتر فرزام فرهمند و مشاوره آقای دکتر محمدعلی آذربایجانی به انجام رسیده است. بدین‌وسیله از آزمودنی‌هایی که با صبر و حوصله در این تحقیق شرکت کردند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

1. Oatis CA. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement: Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
2. Lippert LS, Minor MAD. Laboratory Manual for Clinical Kinesiology and Anatomy: FA Davis; 2017.
3. Levangie PK, Norkin CC. Joint Structure and Function; A Comprehensive Analysis. 3rd. Philadelphia: FA Davis Company. 2000.
4. Trehan SK, Wolff AL, Gibbons M, Hillstrom HJ, Daluiski A. The effect of simulated elbow contracture on temporal and distance gait parameters. Gait & posture. 2015;41(3):791-4.
5. Givon U, Zeilig G, Achiron A. Gait analysis in multiple sclerosis: characterization of temporal–spatial parameters using GAITRite functional ambulation system. Gait & posture. 2009;29(1):138-42.
6. Meyns P, Bruijn SM, Duysens J. The how and why of arm swing during human walking. Gait & posture. 2013;38(4):555-62.
7. Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. Journal of biomechanics. 2008;41(11):2575-80.
8. Collins SH, Adamczyk PG, Kuo AD. Dynamic arm swinging in human walking. Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences. 2009;276(1673):3679-88.
9. 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.
10. Stephenson JL, Lamontagne A, De Serres SJ. The coordination of upper and lower limb movements during gait in healthy and stroke individuals. Gait & posture. 2009;29(1):11-6.
11. Stephenson J, De Serres S, Lamontagne A. The effect of arm movements on the lower limb during gait in healthy individuals. Coordination of upper and lower limbs during walking in stroke and healthy individuals. 2007:60.
12. Hodges P, Cresswell A, Daggfeldt K, Thorstensson A. Three dimensional preparatory trunk motion precedes asymmetrical upper limb movement. Gait & posture. 2000;11(2):92-101.
13. Dedieu P, Zanone P-G. Effects of gait pattern and arm swing on intergirdle coordination. Human movement science. 2012;31(3):660-71.
14. 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.
15. Pontzer H, Holloway JH, Raichlen DA, Lieberman DE. Control and function of arm swing in human walking and running. Journal of experimental biology. 2009;212(4):523-34.
16. Merchán-Baeza JA, González-Sánchez M, Cuesta-Vargas AI. Comparison of kinematic variables obtained by inertial sensors among stroke survivors and healthy older adults in the Functional Reach Test: cross-sectional study. Biomedical engineering online. 2015;14(1):49.
17. Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? Journal of the American geriatrics society. 1997;45(3):313-20.
18. Paterson KL, Lythgo ND, Hill KD. Gait variability in younger and older adult women is altered by overground walking protocol. Age and ageing. 2009;38(6):745-8.
19. Jackson K. Why the upper limbs move during human walking. Journal of theoretical biology. 1983;105(2):311-5.
20. Jackson K, Joseph J, Wyard S. The upper limbs during human walking. II: Function. Electromyography and clinical neurophysiology. 1983;23(6):435-46.
21. 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).
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. 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.
24. 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.
25. Ford MP, Wagenaar RC, Newell KM. Arm constraint and walking in healthy adults. Gait & posture. 2007;26(1):135-41.
26. Robinett CS, Vondran MA. Functional ambulation velocity and distance requirements in rural and urban communities: a clinical report. Physical therapy. 1988;68(9):1371-3.

www.SID.ir