ارزیابی طول گام بهینه در راه‌رفتن مدل هفت‌عضوی به روش حاشیهٔ پایداری

مهدیه ترمه[۱]، افشین قنبرزاده*[۲]، محمدهادی هنرور[۳]، کورش حیدری شیرازی[۴]

۱. دانشجوی دکتری، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه شهید چمران اهواز
۲. استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه شهید چمران اهواز
۳. استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد
۴. استاد، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه شهید چمران اهواز

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۸۷/۵/۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۸/۹/۲۰ شماره صفحات: **۱۴۷ تا ۱۶۲**

چکیده

در طراحی حرکت راه‌رفتن، حفظ حداکثری تعادل، در کنار تأمین قیود سینماتیک و میزان انرژی مصرفی باید در کانون توجه قرار گیرد. در این پژوهش، هدف یافتن طول گام بهینه است. در این مطالعه، از یک تابع هزینهٔ حداقل مصرف انرژی و هزینهٔ افتادن استفاده شد. تابع هزینهٔ افتادن با استفاده از مفهوم حاشیهٔ پایداری و کمیت شاخص تعادل طراحی شد. برای بررسی وضعیت تعادل و بازسازی الگوی حرکتی، از حرکت راه‌رفتن طبیعی آزمودنی‌های سالم داده‌برداری شد و الگویی هفت‌لینکی تعریف شد. در این پژوهش، مناسب‌ترین طول گام برای فرد با قد و وزن و مشخصات دورهٔ راه‌رفتن معلوم به‌دست آمد. برای مثال، طول گام بهینه در راه‌رفتن فردی با قد ۱۸۷ سانتی‌متر و جرم ۹۲ کیلوگرم، ۵۴ سانتی‌متر است. در این پژوهش با تحلیل راه‌رفتن فرد، ویژگی‌های سینماتیکی و سینتیکی الگوی حرکتی او تشخیص داده شد. با محاسبهٔ شاخص تعادل، به فرد در یافتن طول گام بهینه‌ای که به‌ازای آن تعادل بیشینه می‌شود، کمک شده است. نتایج این مطالعه می‌تواند طول گام بهینه را با هدف اصلاح الگوی راه‌رفتن تعیین کند.

کلیدواژه‌ها: تعادل وضعیت ایستاده، معیار حاشیهٔ پایداری[۱]، فاز حمایت یگانه، دورهٔ راه‌رفتن، طول گام.

Evaluation of optimal step length in a seven-link model with margin of stability method

Termeh, M[1]., Ghanbarzadeh, A[2]., Honarvar, M.H[3]., Heidari Shirazi, K[4].

1. Ph.D. Student, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Shahid Chamran University of Ahvaz, Iran
2. Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Shahid Chamran University of Ahvaz, Iran
3. Assistant Professor, Faculty of Mechanical Engineering, Yazd University, Iran
4. Full Professor, Department of Mechanical Engineering , Faculty of Engineering, Shahid Chamran University of Ahvaz, Iran

Abstract

In a walking cycle design, maximizing the upright balance should be considered in addition to the kinematic constraints, energy consumption rate must be considered. The purpose of this study is to find the optimal step length obtained for each person according to the physical features. In this research, in order to minimize energy consumption rate by considering maximum balance two cost function were defined. the fall cost function was designed based on the concept of MOS and balance index. To investigate the upright balance and to reconstruct the movement pattern, Data from normal walking gait of healthy subjects was taken and seven links model was defined. In this study, the optimal step length was obtained for the person with height, weight and gait cycle characteristics. it is shown that for a person of 92kg mass and 1.87 meters height, the best step length in walking would be 0.54 meters. In this study, the kinematic and kinetic characteristics of human motion were identified by the analysis of gait patterns on a treadmill. Through the calculation of the balance index, individuals are helped to find the optimal step length for which the maximum balance is achieved. The results of the study can provide the optimal step length to correct the gait pattern.

Keywords: Upright Balance, Margin of Stability, Single Support Phase, Gait Cycle, Step Length**.**

*. Ghanbarzadeh.A@scu.ac.ir

1. Margin of Stability

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]

[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]

مقدمه

تحقیقات و الگوهای موجود برای شبیه‌سازی و بازتولید راه‌رفتن معتقدند از میان حرکت‌های ممکن برای جابه‌جایی بین دو موضع، معمولاً آنهایی به‌طور طبیعی و در نتیجهٔ فرآیند یادگیری توسط انسان انتخاب و محقق می‌شود که انرژی کمتری مصرف می‌کنند، مجموع تحریک ماهیچه‌ای کمتری دارند، و احتمالاً به دلایل کنترلی و سادگی اجرا، تغییرات کمتری در تحریک ماهیچه‌ای نشان می‌دهند. به‌این‌ترتیب، برای بازسازی حرکت توسط ماشین، چه در شبیه‌سازی و چه در اجرای رباتیکی، می‌توان از برنامه‌ریزی برمبنای کنترل بهینه یا بهینه‌سازی ترکیبی از پارامترهای ذکرشده بهره برد. با مرور مقالات سال‌های اخیر، مشاهده می‌شود که در تعریف مسئلهٔ طراحی مسیر حرکت به‌صورت یک مسئلهٔ بهینه‌سازی، پارامترهای متفاوتی، از قبیل کم‌ترین مصرف انرژی و توان، کمترین گشتاور لازم یا سرعت و مسئلهٔ حداقل زمان، به‌منزلهٔ توابع هدف در نظر گرفته شده‌اند و بیشینه کردن کمیتی از تعادل چندان مورد توجه قرار نگرفته است و در اکثر مقالات موجود با حفظ تعادل به‌منزلهٔ یک قید برخورد شده است. حفظ تعادل هدف اصلی بسیاری از حرکت‌های بشری است. ازدست‌دادن تعادل و پایداری وضعی، ممکن است عواقبی جدی به‌دنبال داشته باشد که تحلیل حرکت برای حفظ تعادل و پیش‌بینی و حذف احتمال سقوط لازم و ضروری است، خصوصاً برای افراد بالغ هفتاد به بالا که افتادن آنها به عوارضی مانند شکستن لگن و در حالت شدید مرگ فرد می‌انجامد. بنابراین، جلوگیری و کاهش جراحت‌های ناشی از افتادن باید در کانون توجه قرار گیرد. از طرفی، توجه به انرژی مصرفی و سطح تحریک عضله و تغییرات تحریک نیز از موارد بسیار ضروری در طراحی سیکل راه‌رفتن است. ازاین‌رو، به‌منظور پیش‌بینی و حفظ وضعیت پایدار دینامیکی، بهره‌گیری از روش اندازه‌گیری پایداری که نشان‌دهندهٔ وضعیت تعادل دینامیکی باشد، ضروری است. تلاش‌های پژوهشگران برای دست‌یابی به معیار صحیح پایداری به ارائهٔ چندین معیار منجر شده است که در ادامه برخی از این معیارها معرفی شده است. بررسی پایداری در دو حالت ایستا و پویا صورت می‌گیرد. پایداری ایستا در حالت سکون یا حرکت با سرعت کم تعریف می‌شود. بر این مبنا، یک مکانیزم در صورتی پایدار است که تصویر مرکز جرم[1] آن بر سطح افقی از چندضلعی تکیه‌گاهی[2] که توسط نقطهٔ اثر کف پاها تشکیل می‌شود، بیرون نیفتد، بر طبق این معیار، اگر تصویر مرکز جرم ربات در هر لحظهٔ حرکت، درون چندضلعی تکیه‌گاهی ربات قرار گیرد، حرکت ربات پایدار است و کوتاه‌ترین فاصله از لبهٔ چندضلعی تکیه‌گاهی، برای نشان‌دادن اینکه این حالت چقدر تعادل دارد استفاده می‌شود (۶-۱). این معیار مربوط به سیستم‌هایی است که برای حفظ پایداری، تصویر مرکز جرم خود را پیوسته درون چندضلعی تکیه‌گاهی نگه می‌دارند. اما، در سیکل راه‌رفتن انسان و ربات‌های دوپا، به‌دلیل اینکه چندضلعی تکیه‌گاهی در فازهای حمایت یگانه و حمایت دوگانه متفاوت است، مرکز جرم ربات باید در لحظهٔ تغییر فازهای حرکتی از درون یک

1. Center of Mass

2. Base of Support

چندضلعی، به چندضلعی دیگر انتقال یابد (در این لحظهٔ به‌دلیل وجود نیروهایی که باعث نوسان پای نوسان‌دار می‌شوند، تعیین مرکز جرم ربات دشوار است (۷).

راه‌رفتن معمولی، علاوه‌بر شتاب جاذبه، اثر شتاب اجزای سیستم بر حرکت نیز باید در نظر گرفته شود؛ در این صورت، این تعریف برای پایداری اعتباری ندارد و باید از مفهوم پایداری پویا برای راه‌رفتن با سرعت معمول استفاده شود. وقتی مرکز جرم سرعت رو به جلو یا رو به عقب به‌اندازهٔ کافی بزرگ دارد، معیار قرارگرفتن تصویر عمودی مرکز جرم در ناحیهٔ چندضلعی تکیه‌گاهی معتبر نیست و بایست تأثیر سرعت مرکز جرم نیز در نظر گرفته شود. چه‌بسا که تصویر عمودی موقعیت مرکز جرم خارج از چندضلعی تکیه‌گاهی باشد، اما سرعت رو به جلوی آن باعث حفظ تعادل شود. نتیجهٔ پژوهش‌های انجام‌شده در این زمینه به ارائهٔ معیاری برای پایداری پویا به نام معیار نقطهٔ ممان صفر[1] منجر شد. این معیار را الفمن (۱۹۶۶) برای بررسی‌های بیومکانیک انسان ارائه کرد (۸)، اما توسعهٔ آن برای ربات‌های دوپا به کارهای وکوبراتویچ و همکاران (۱۹۷۰) بازمی‌گردد (۹). در ادامه، پای و همکاران (۱۹۹۷) (۲۰۰۰) یک ناحیهٔ پذیرفتن برای پایداری در صفحهٔ سرعت–موقعیت به‌دست آوردند(۱۱،۱۰). هاف و همکاران (۲۰۰۵) به‌صورت تعریف موقعیت مرکز جرم تعمیم‌یافته[2] فرمول‌بندی و گزارش کردند که برای پایداری پویا، بایست موقعیت مرکز جرم تعمیم‌یافته در محدودهٔ چندضلعی تکیه‌گاهی قرار گیرد. موقعیت مرکز جرم تعمیم‌یافته به‌صورت ترکیب خطی از موقعیت افقی تصویر عمودی مرکز جرم و مشتق آن نسبت به زمان تعریف شده است. آنها کوتاه‌ترین فاصلهٔ موقعیت مرکز جرم تعمیم‌یافته از مرزهای محدودهٔ چندضلعی تکیه‌گاهی را، که کمیتی است به نام حاشیهٔ پایداری معیاری برای پایداری در نظر گرفته‌اند (۱۲). کاربرد این معیار در حفظ تعادل پویا با حضور اغتشاشات غیرمنتظره، به‌کوشش هاف و همکاران (۲۰۱۶) بررسی شد (۱۳). یک روش برای محاسبهٔ احتمال افتادن در یک موقعیت و سرعت مشخص مرکز جرم، به‌کوشش هنرور و ناکاشیما (۲۰۱۳،۲۰۱۴،۲۰۱۳،۲۰۱۶) ارائه شده است که با استفاده از یک مدل مکانیکی ساده، خطر شروع افتادن و یک معیار جدید برای پایداری وضعی در حالت ایستاده برپایهٔ احتمال پیشنهاد داده‌اند (۱۷–۱۴). یکی دیگر از معیارهای بررسی پایداری حرکت، معیار شاخص چرخش پا[3] نام دارد. شاخص چرخش پا نقطه‌ای است داخل یا خارج از ناحیهٔ تماس پا با زمین که در آن برآیند تمام نیروها و گشتاورهای وارد بر پا، عمود بر سطح کف پاست. هنگامی که شاخص چرخش پا خارج از ناحیهٔ تماس باشد، دوران اتفاق می‌افتد و حرکت ناپایدار خواهد بود. می‌توان فاصلهٔ این نقطه تا نزدیک‌ترین مرز ناحیهٔ تماس پا و زمین را معیاری برای حد پایداری در نظر گرفت (۱۸). این معیار به نوعی همان معیار نقطهٔ ممان صفر است که برخی ابهامات آن رفع شده است. یکی دیگر از معیارهای پایداری، معیار پایداری لحظه‌ای[4] که برای ربات‌های دوپاست که موسویان و عالی پور (۱۳۸۶) ارائه کرده‌اند (۱۹). تخمار و همکاران (۲۰۰۸) نسخهٔ توسعه یافتهٔ این معیار را برای ربات‌های چرخ‌دار ارائه کرده‌اند (۲۰). مزیت این معیار، نسبت به معیار نقطهٔ ممان صفر، حساسیت بیشتر نسبت به ارتفاع مرکز جرم و نیز تخمین جهت دوران ربات در حالت ناپایداری است. معیار نرخ مومنتم

1. Zero Moment Point (ZMP)
2. Extrapolated Center of MassX_{COM}
3. Foot Rotation Indicator (FRI)
4. Moment Height Stability (MHS)

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]

زاویه‌ای صفر،[1] که با درنظرگرفتن تغییرات مومنتم زاویه‌ای حول مرکز جرم، پایداری را بررسی می‌کند، به‌کوشش گوسامی و کالمن (۲۰۰۴) ارائه شده است (۲۱). در این پژوهش، سعی شده است با استفاده از یکی از رایج‌ترین معیارهای پایداری، به نام معیار حاشیهٔ پایداری، پایداری مدل هفت عضوی با مفاصل فعال بررسی شود. حدود ۸۰ درصد از چرخهٔ راه‌رفتن در فاز حمایت یگانه است. حل معادلات پویای مربوط به فاز حمایت یگانه از اهمیت بیشتری برخوردار است که در این پژوهش بررسی شده است. در این پژوهش، هدف بهینه‌سازی طول گام برای دست‌یابی به کمینهٔ هزینهٔ انرژی مصرفی و سطح تحریک ماهیچه‌ای و تغییرات تحریک و بیشینهٔ تعادل است و بهینه‌ترین طول گام برای فرد مشخص با قد و وزن معلوم و درصد فاز حمایت دوگانه و زمان گام‌برداشتن و سرعت راه‌رفتن معلوم به‌دست می‌آید.

روش‌شناسی

مدل: در این پژوهش از یک مدل صفحه‌ای از انسان در صفحهٔ سجیتال استفاده شده است. این مدل هفت‌عضوی شامل سر و دست‌ها و تنه (بدن، Body: B)، دو ران راست و چپ، دو ساق راست و چپ ، و دو پای راست و چپ است که در مفاصل لولایی ساده لگن راست و چپ و دو زانوی راست و دو مچ راست و چپ به هم مفصل شده‌اند. دو مفصل لگن بر هم منطبق‌اند و مفاصل ران، زانو و مچ مطابق شکل ۱ قرار می‌گیرند. مفاصل به‌کاررفته از نوع چرخشی در نظر گرفته شده است. فرض شده است که حرکت در صفحهٔ سجیتال (طولی) اتفاق می‌افتد. برای شبیه‌سازی راه‌رفتن انسان، مدل انتخاب‌شده باید از مشخصات فیزیکی مناسبی برخوردار باشد. برای این منظور، از یک مدل آنتروپومتریک[2] استفاده شده است. در این مدل، که وینتر ارائه کرده است، متوسط طول و جرم اعضا، نسبت به قد و جرم کل بدن فرد، تخمین زده شده است (۲۲). مشخصات مدل آنتروپومتریک نسبت به وزن و ارتفاع فرد در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱. مشخصات مدل آنتروپومتریک نسبت به وزن و ارتفاع فرد (۲۲)

محل استفاده	پا(Foot)	ساق(Shank)	ران(Thigh)	بالاتنه(Trunk)
جرم(M)	۰/۰۱۴۵ M	۰/۰۴۶۵ M	۰/۱ M	۰/۶۷۸ M
طول(L)	۰/۱۵۲ H	۰/۲۴۶ H	۰/۲۴۵ H	۰/۴۷ H
شعاع ژیراسیون[3]	۰/۴۷۵ L	۰/۳۰۲ L	۰/۳۲۳ L	۰/۴۹۶ L
موقعیت مرکز جرم	۰/۵ L	۰/۵۶۷ L	۰/۵۶۷ L	۰/۶۲۶ L

یافتن موقعیت مفاصل در هر لحظه به‌روش داده‌برداری: در این روش، از داده‌هایی استفاده شد که به‌کمک تکنیک ضبط حرکتی[4] از چرخهٔ راه‌رفتن به‌دست آمده است. ضبط حرکتی تکنیکی است که به‌وسیلهٔ آن، حرکت یک شیء یا فرد، ضبط می‌شود و به‌صورت عددی (مختصات نقاط) درمی‌آید. با استفاده از یک دستگاه کینکت[5]

1. Zero Rate Angular Momentum
2. Anthropometric
3. R_g _Radius of Gyration Based on Length of the Link
4. Motion Capture
5. Kinect

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]

می‌توان از این تکنیک به‌منظور داده‌برداری حرکتی راه‌رفتن استفاده کرد که در این مطالعه جهت ثبت اطلاعات کینماتیکی سیکل راه‌رفتن، از سیستم ثبت تصویر اوپتی‌تراک[1] مدل (D12-Due) استفاده شد که این اطلاعات در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه یزد جمع‌آوری شده است. سیستم پیش‌گفته این قابلیت را داشت تا تصاویر را به‌صورت سه‌بعدی با وضوح VGA ثبت کند. همچنین، امکان تنظیم سرعت ثبت تصاویر تا ۱۲۰ فریم بر ثانیه و داشتن خطایی کمتر از یک میلی‌متر، از دیگر قابلیت‌های این سیستم ثبت حرکت بود. این دستگاه یک پرتو فروسرخ به شیء مورد نظر می‌تاباند. در اثر بازتابش این پرتو از روی نه نشانگر[2] نصب شده روی ۱) وسط سینه، ۲) برجستگی بزرگ ران، ۳) اپی‌کندیل خارجی زانو، ۴) قوزک خارجی و ۵) انگشت کوچک هر دو پا به منبع، می‌توان موقعیت آنها را در فضای سه‌بعدی و در نتیجه نحوهٔ حرکت را به‌دست آورد. این دوربین در فاصلهٔ دو متری روبه‌روی تردمیل و روی پایه‌ای در ارتفاع ۱/۵ متری آزمودنی قرار گرفته است. جامعهٔ آماری آزمودنی‌ها در این مطالعه را مردان جوان تشکیل دادند. سن آزمودنی‌ها بین ۱۹ تا ۶۰ سال بود. میانگین وزنی آنها در محدودهٔ ۷۰–۷۵ کیلوگرم است و میانگین قد همهٔ آزمودنی‌ها ۱۷۵ سانتی‌متر است. همهٔ شرکت‌کنندگان از نظر جسمانی و روانی تن‌درست بودند. پس از انجام آزمون و گرفتن تصویر از آزمودنی‌ها، نوبت به پردازش تصاویرِ خام و تبدیل آنها به داده‌های مناسب برای تحلیل بیومکانیکی می‌رسد. برای این منظور، از نرم‌افزار مُتیو[3] استفاده شد که مخصوص پردازش تصاویر حاصل از سیستم ثبت حرکت اوپتی‌تراک است. در این مطالعه، از نرم‌افزار متلب R2018a، برای ساخت مدل دینامیکی و انجام فرآیند دینامیک معکوس استفاده شد. با به‌دست‌آمدن موقعیت عضوهای ران، ساق و پا در هنگام راه‌رفتن، زاویهٔ بین این عضوها محاسبه و استخراج شد و به‌منزلهٔ دادهٔ ورودی، برای حل دینامیکی سیکل راه‌رفتن، استفاده شد. برای کاهش خطا و هموارسازی اطلاعات کینماتیکی ثبت‌شده، بایست داده‌ها فیلتر شوند. برای این منظور، ابتدا از فیلتر Moving Average استفاده شد و سپس داده‌های جابه‌جایی زاویه‌ای، که با فرکانس ۱۲۰ هرتز نمونه‌برداری شده بود، به‌کمک فیلتر باترورث[4] مرتبهٔ دو، با فرکانس قطع ۲۴ هرتز هموار شد. برای بررسی وضعیت تعادل در طول گام‌های مختلف، باید الگوی حرکتی آزمودنی‌ها بازسازی شود. برای این منظور، روش‌های متعددی وجود دارد که در این مطالعه از روش ایجاد پایگاه داده استفاده شد. برای ایجاد پایگاه داده، از حرکت راه‌رفتن طبیعی آزمودنی‌های سالم با طول گام‌های مختلف داده‌برداری شد. در نهایت، با درون‌یابی حدفاصل الگوهای حرکتی مختلف، پایگاه داده ایجاد شد. حال، با داشتن پایگاه داده می‌توان برای هر فرد با هر قد و وزنی اطلاعات سینماتیکی مربوط به راه‌رفتن او را استخراج کرد. سپس، با استفاده از روش دینامیک معکوس گشتاور مورد نیاز برای پیمودن مسیر در فاز سینگل ساپورت با استفاده از روابط دینامیکی محاسبه شد. در مرحلهٔ بعد، هزینهٔ انرژی مصرفی و سطح تحریک ماهیچه‌ای و تغییرات تحریک و هزینهٔ تعادل محاسبه شد و بهینه‌ترین طول گام

1. Opti Track
2. Reflective Marker
3. Motive
4. Butterworth

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]

برای فردِ مشخص، با قد و وزن معلوم و درصد فاز حمایت دوگانه و زمان گام‌برداشتن و سرعت راه‌رفتن معلوم به‌دست می‌آمد.

معادلات حرکت: برای به‌دست‌آوردن معادلات حاکم بر مدل هفت‌عضوی، از روش نیوتن اویلر استفاده شده است. نیروی هر مفصل، نیروهای وارد به هر قطعه از قطعهٔ پایینی تعریف می‌شود. نیروی واکنش زمین، نیروی وارد به پا از زمین تعریف می‌شود. جهت راست و بالا به‌ترتیب برای نیروهای افقی و عمودی مثبت تعریف شده است. در ادامه، معادلات دینامیکی حرکت، که صورت کلی آن در رابطهٔ ۱ آمده است، جهت محاسبهٔ گشتاور نوشته و بسط داده شد.

$$T = M(\theta)\ddot{\theta} + H(\theta,\dot{\theta}) + G(\theta) \quad (۱)$$

در این رابطه، T بردار گشتاورهای مفاصل، M ماتریس اینرسی، H بردارهای مرکزگرا و کوریولیس و G نیز بردار گرانش بود. گفتنی است که جهت بسط معادلهٔ حرکت و ساخت مدل دینامیکی، از بخش شبیه‌ساز مکانیک[1] که یکی از جعبه‌ابزارهای نرم‌افزار متلب است استفاده شد. در مدل‌های دینامیک معکوس، شبیه‌ساز مکانیک، با ابزارهایی که در اختیار کاربر قرار می‌دهد، این امکان را به‌وجود آورد تا پس از ورود پارامترهای کینماتیکی و آنتروپومتریکی، معادلات دینامیکی به‌صورت ساده و قابل فهم اجرا شود و پارامترهای کینتیکی به‌منزلهٔ خروجی مدل به‌دست آید.

قیود پا: سه قید فیزیکی ناشی از موقعیت واقعی مسئله روی پایی که در فاز تکیه (stance) است وجود دارد: مؤلفه قائم نیروی واکنش زمین باید مثبت (فشاری، رو به بالا) باشد. زمین نمی‌تواند پا را به‌سمت خود بکشد:

$$F_{G_y} \geq 0 \quad (۱)$$

مؤلفهٔ افقی نیروی واکنش زمین باید قابل اعمال به‌وسیلهٔ اصطکاک ساکن باشد:

$$F_{G_x} \leq F_{G_y}\mu_s \quad (۲)$$

مکان مرکز فشار نیروی واکنش زمین باید جایی بین در فاصلهٔ پاشنه تا پنجه باشد:

$$x_h \leq x_{cop} \leq x_t \quad (۳)$$

این سه قید پا باید همواره در همهٔ لحظات فاز تکیه ارضا باشند، درغیراین‌صورت، فرض عدم حرکت نسبی نقطهٔ تماس در دو جسم در فاز تکیه برقرار نیست.

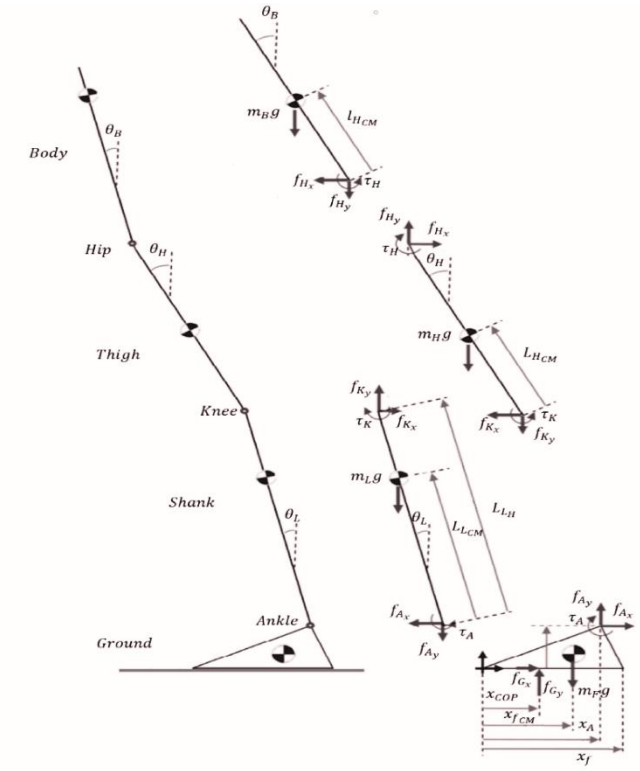
1. Sim Mechanic

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]

[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]

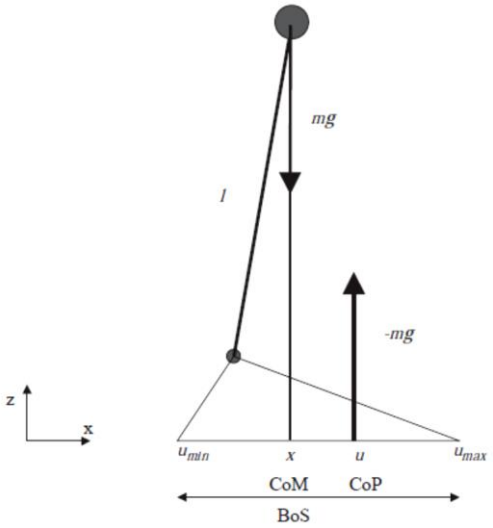


شکل ۱. مدل هفت‌عضوی ربات دوپا[1]

روش حاشیهٔ پایداری و محاسبهٔ شاخص تعادل: روش‌های مختلفی برای محاسبهٔ تعادل وجود دارد که در این مطالعهٔ به‌دلیل وجود موقعیت دینامیکی، از روش حاشیهٔ پایداری استفاده شده است. در بررسی پایداری مدل موجود با استفاده از معیار حاشیهٔ پایداری، لازم است موقعیت و سرعت مرکز جرم هر کدام از اعضا مشخص باشد. بدین‌منظور بعد از مدل‌سازی، اطلاعات آنتروپومتریکی آزمودنی (جرم، طول، ممان اینرسی و موقعیت مرکز جرم اندام‌ها) به‌دست آمده و به مدل وارد شده است. اطلاعات کینماتیکی به‌دست‌آمده از مرحلهٔ قبلی به محل مفاصل وارد و حرکت توسط مدل شبیه‌سازی شده است. با اجرای مدل، اطلاعات کینماتیکی مربوط به مرکز جرم هریک از اندام‌ها در دسترس است. برای محاسبهٔ حاشیهٔ پایداری نیاز است که مدل آونگ واژگون شبیه‌سازی شود و باید موقعیت تکیه‌گاه، موقعیت مرکز جرم در دو راستای **X** و **Y** و سرعت خطی مرکز جرم در اختیار باشد. برای این منظور، موقعیت مرکز جرم و سرعت آن از مدل شبیه‌سازی‌شده در بخش شبیه‌ساز نرم‌افزار متلب به‌دست آمده است. محاسبهٔ محدودهٔ تکیه‌گاه مقداری چالش‌برانگیز است که در این مرحله مقدار حاشیهٔ پایداری نسبت به دستگاه مرجع به‌دست آمده است. برای محاسبهٔ محدودهٔ تکیه‌گاه ازآنجاکه برخلاف وضعیت استاتیک در حرکت گیت، محدودهٔ تکیه‌گاه متغیر است، لحظهٔ وقوع فاز پایانی نوسان[2] محاسبه شده است. تا قبل از وقوع فاز پایانی نوسان تکیه‌گاه[3] محدوده پای تکیه‌گاه در نظر گرفته شده است. به‌محض

1. Biped Robot
2. Terminal Swing
3. Stance

شروع فاز پایانی نوسان محدوده تکیه‌گاه حد فاصل بین مرکز پای تکیه‌گاه تا محل فرود[1] پای تاب[2] در نظر گرفته شده است. به‌عبارتی محدودهٔ تکیه‌گاه در یک لحظه جهش کرده است. مقدار حاشیهٔ پایداری مطابق شکل ۲ و از طریق رابطهٔ ۴ محاسبه شده است (۱۲).



شکل ۲. مدل آونگ واژگون جهت محاسبهٔ MoS دایرهٔ بزرگ، موقعیت مرکز جرم، u موقعیت مرکز فشار در سطح زمین، X تصویر عمودی مرکز جرم و BoS محدودهٔ تکیه‌گاه (۱۲)

$$MOS = \left| u_{max} - \left(x + \frac{v}{\sqrt{\frac{g}{l}}} \right) \right| \quad (۴)$$

در رابطهٔ ۴، u_{max} انتهای محدودهٔ تکیه‌گاه، x موقعیت مرکز جرم در راستای جلویی– عقبی، v سرعت خطی مرکز جرم در راستای جلویی– عقبی، g شتاب گرانش و l فاصلهٔ خطی بین موقعیت مرکز جرم و مفصل مچ است. ازآنجاکه مدل دینامیکی ساخته‌شده، از تعدادی لینک با خصوصیات آنتروپومتریکی مشخص تشکیل شده است، موقعیت مرکز جرم در راستای جلویی–عقبی، از طریق رابطهٔ کلی ۵ محاسبه شده است.

$$COM_x = \left(\frac{\sum_j W_j \times x_j}{W_{Total}} \right) \quad (۵)$$

در این رابطهٔ W_j جرم و x_j موقعیت مرکز جرمِ لینک j ام در راستای جلویی–عقبی است. در روش حاشیهٔ پایداری، بایست موقعیت مرکز جرم، با توجه به سرعت خطی مرکز جرم، در محدودهٔ تکیه‌گاه قرار گیرد. برای مثال، ممکن است در حالتی خاص، موقعیت مکانی مرکز جرم، خارج از محدودهٔ تکیه‌گاه قرار گیرد ولی وجود سرعت خطی آن به‌سمت تکیه‌گاه، به حفظ تعادل منجر شود. در تابع هزینهٔ تعادل، هرچقدر مقدار محاسبه‌شده برای حاشیهٔ پایداری کمتر باشد، این مفهوم را القا می‌کند که فرد به مرز بی‌تعادلی نزدیک‌تر شده و هزینهٔ بیشتری را متحمل می‌شود. با توجه به ضرورت بیان تعادل فرد به‌صورت یک عدد در طول گام‌ها و سرعت‌های

1. Heel Contact
2. Swing

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]

مختلف سیکل گیت، مقادیر حاشیهٔ پایداری از موقعیت وسط تکیه‌گاه کم شده و با گرفتن انتگرال از انحراف به‌دست‌آمده، شاخص تعادل[1] تعریف شده است. شاخص تعادل، اگر به بی‌نهایت میل کند، تعادل وضعیت بهتری دارد و هرچه به صفر نزدیک شود وضعیت تعادل ضعیف‌تر است.

یافته‌ها

در این پژوهش، از داده‌هایی استفاده شده است که به‌کمک تکنیک ضبط حرکتی از چرخهٔ راه‌رفتن فردی با مشخصات فیزیکی و اطلاعات سینماتیکی حرکت بیان شده در جدول ۲ به‌دست آمده است. در شکل ۳، نمودارهای جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای و گشتاور لازم برای پیمودن مسیر مشخص به‌دست‌آمده از روش دینامیک معکوس نشان داده شده است.

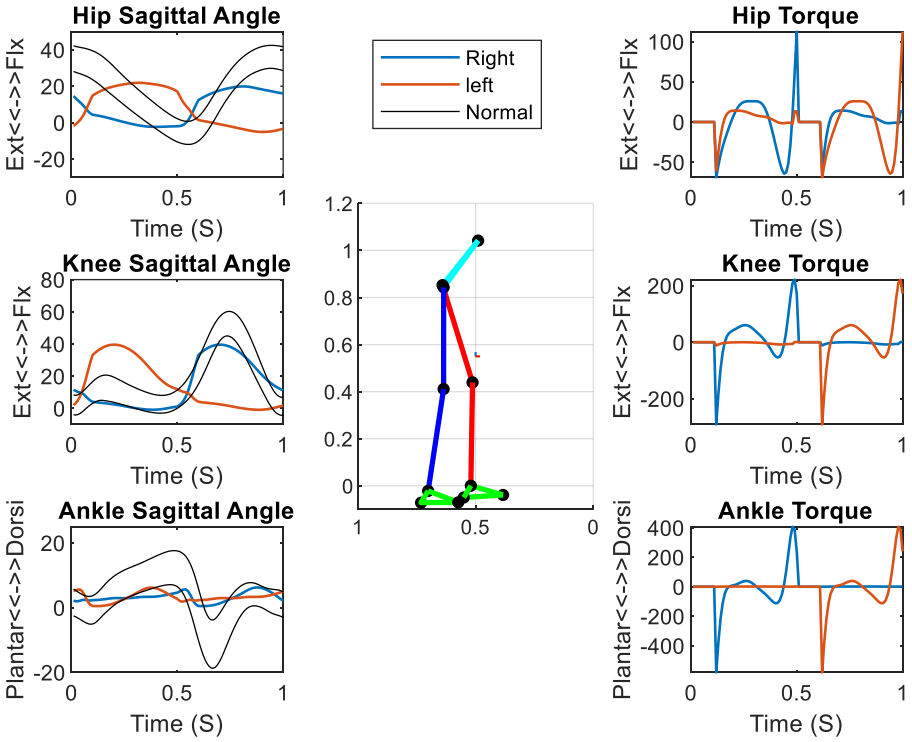
جدول۲. مشخصات فیزیکی و اطلاعات سینماتیکی حرکت

مشخصات	مقدار
قد فرد (سانتی‌متر)	۱۸۷
وزن فرد (کیلوگرم)	۹۲
درصد فاز حمایت دوگانه	۲۰٪
مدت زمان سیکل راه‌رفتن (ثانیه)	۱
سن	۲۰
طول گام (سانتی‌متر)	۲۰

به‌منظور بررسی پایداری مدل موجود، با استفاده از معیار حاشیهٔ پایداری، لازم است موقعیت و سرعت مرکز جرم هرکدام از اعضا مشخص باشد؛ بدین‌منظور، بعد از مدل‌سازی و شبیه‌سازی مدل موجود در نرم‌افزار متلب، اطلاعات آنتروپومتریکی آزمودنی (جرم، طول، ممان اینرسی و موقعیت مرکز جرم اندام‌ها) به مدل وارد شده است. اطلاعات کینماتیکی به‌دست‌آمده از مرحلهٔ قبلی به محل مفاصل وارد شده و حرکت توسط مدل شبیه-سازی شده است. با اجرای مدل اطلاعات کینماتیکی مربوط به مرکز جرم هریک از اندام‌ها در دسترس است. برای محاسبهٔ حاشیهٔ پایداری بعد از شبیه‌سازی مدل آونگ واژگون، موقعیت تکیه‌گاه، موقعیت مرکز جرم در دو راستای X و Y و سرعت خطی مرکز جرم بر اساس مدل شبیه‌سازی‌شده در بخش شبیه‌ساز نرم‌افزار متلب به‌دست آمده است و سپس مقدار حاشیهٔ پایداری، با توجه به رابطهٔ ۴، عدد ۰/۳۱۹۸ محاسبه شده است.

1. Stability Index

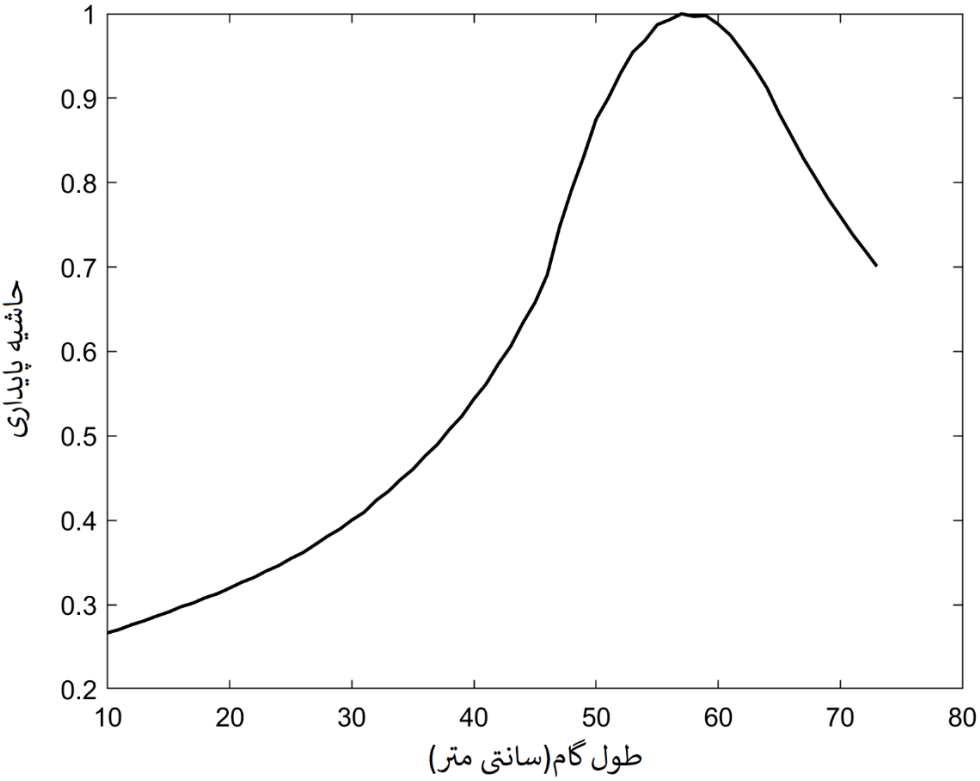
[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]



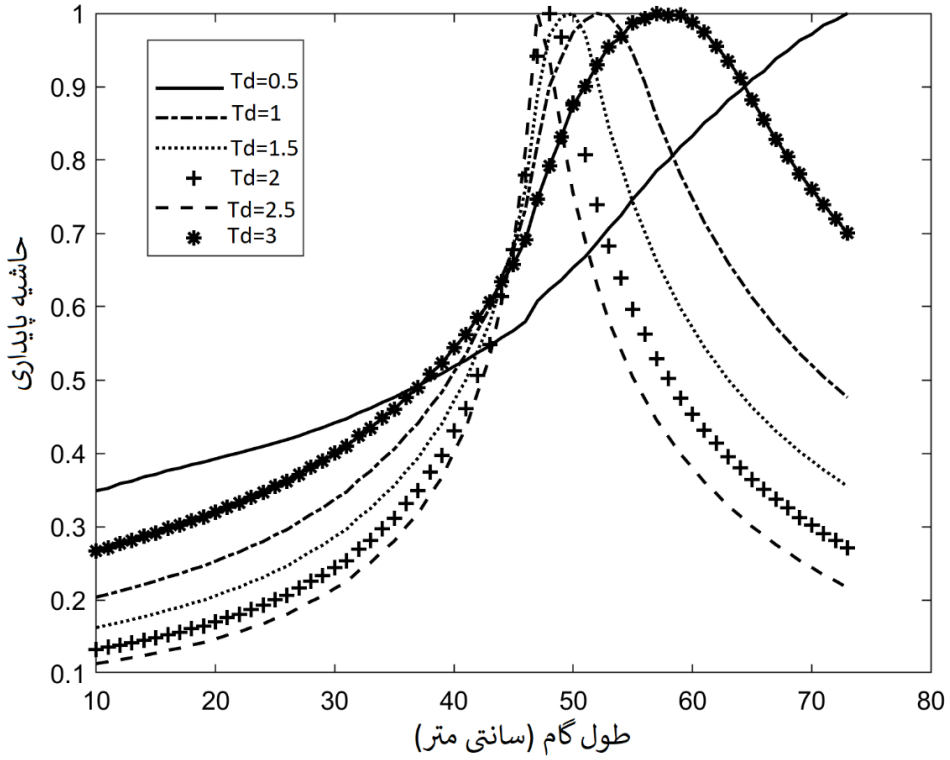
شکل۳. نمودارهای جابه‌جایی و گشتاور لازم برای پیمودن مسیر مشخص به‌دست‌آمده از روش دینامیک معکوس

با توجه به ضرورت بیان تعادل فرد به‌صورت یک عدد در طول گام‌ها و سرعت‌های مختلف سیکل گیت، مقادیر حاشیهٔ پایداری از موقعیت وسط تکیه‌گاه کم شده و با گرفتن انتگرال از انحراف به‌دست‌آمده، شاخص تعادل، تعریف شده است. شاخص تعادل اگر به بی‌نهایت میل کند، تعادل وضعیت بهتری دارد و هرچه به صفر نزدیک شود، وضعیت تعادل ضعیف‌تر است. در شکل ۴، نمودار شاخص تعادل در طول گام‌های مختلف نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل نشان داده شده است، بیشترین شاخص تعادل مطابق معیار حاشیهٔ پایداری در طول گام ۵۷ سانتی‌متر است. در شکل ۵، نمودار شاخص تعادل در طول گام و مدت زمان‌های سیکل راه‌رفتن متفاوت نشان داده شده است.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]



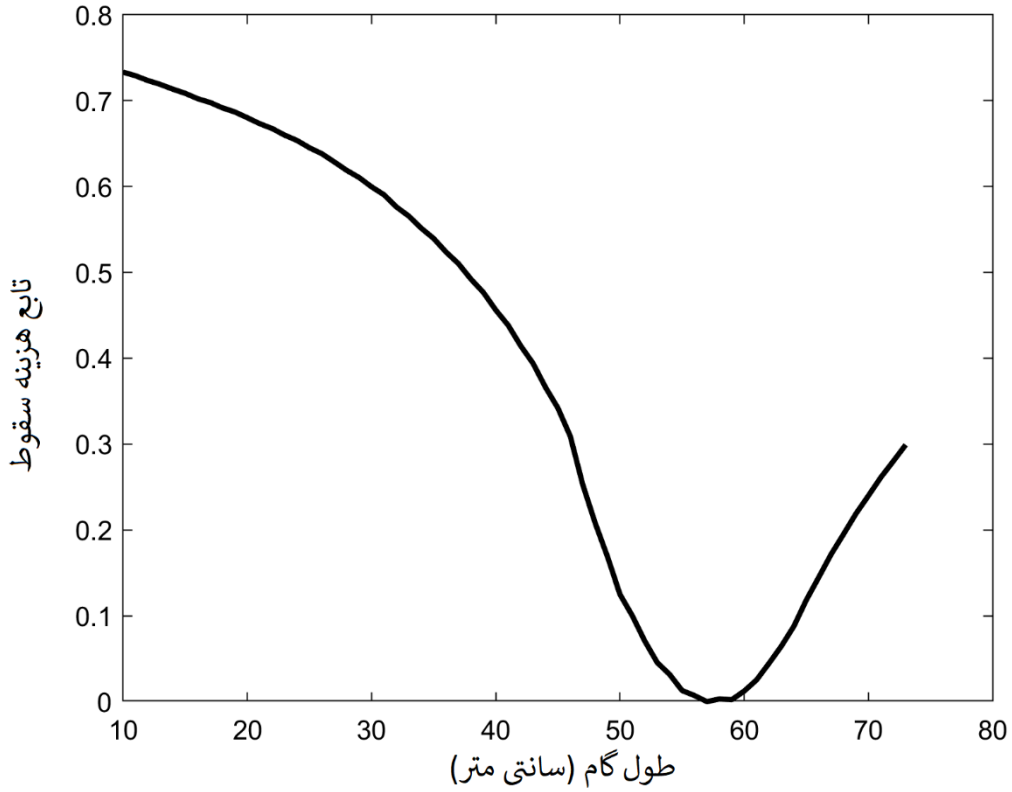
شکل۴. شاخص تعادل طبیعی شده در طول گام‌های متفاوت (۲۰-۷۳ سانت‌متر)



شکل۵. شاخص تعادل طبیعی‌شده در طول گام و مدت زمان سیکل راه‌رفتن متفاوت (۲۰-۷۳ سانتی‌متر)

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]

در شکل ۶. تابع هزینهٔ ازدست‌دادن تعادل نشان داده شده است. در تابع هزینهٔ ازدست‌دادن تعادل، هرچقدر مقدار محاسبه‌شده برای حاشیهٔ پایداری کمتر باشد، این مفهوم را القا می‌کند که فرد به مرز بی‌تعادلی نزدیک‌تر شده و هزینهٔ بیشتری را متحمل می‌شود.

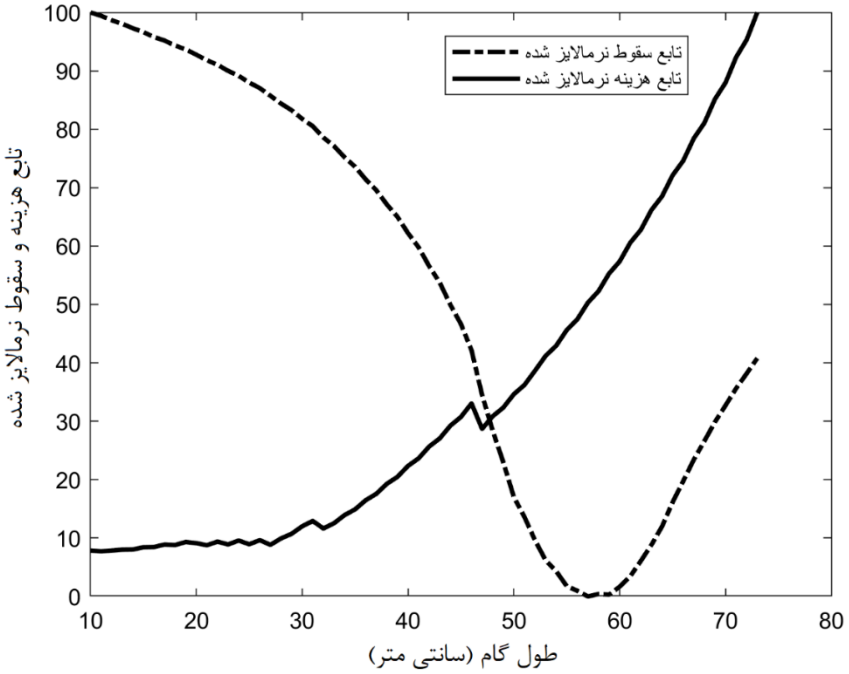


شکل۶. تابع هزینهٔ ازدست‌دادن تعادل طبیعی‌شده در طول گام‌های متفاوت (۲۰-۷۳ سانتی‌متر)

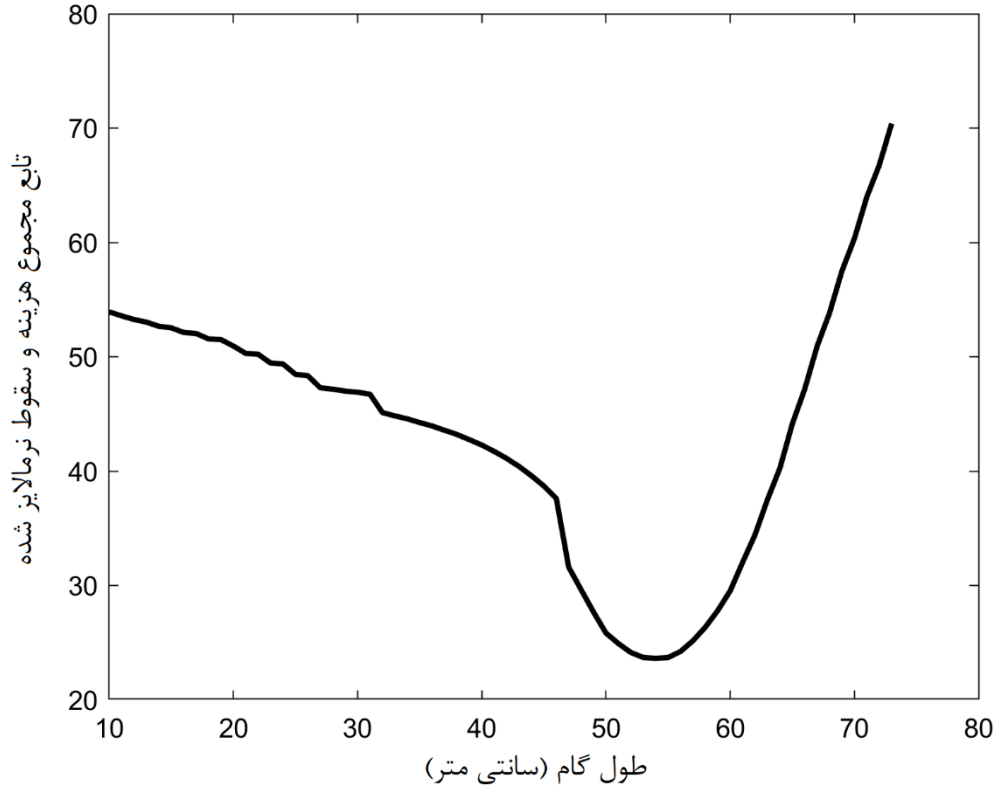
از اهداف بهینه‌سازی حرکت در طی فاز تک‌تکیه‌گاهی، می‌توان کمینه‌کردن گشتاور عملگر یا مصرف انرژی، سطح تحریک ماهیچه‌ای و تغییرات تحریک و بیشینه‌کردن تعادل را نام برد. در شکل ۷، نمودار تابع هزینهٔ طبیعی‌شده، که مجموع کار مثبت و هزینهٔ تحریک و تغییرات تحریک است، در طول گام‌های متفاوت و تابع هزینهٔ افتادن (ازدست‌دادن تعادل) نشان داده شده است. حرکت راه‌رفتن در طی فاز تک‌تکیه‌گاهی، به‌علت عدم پایداری و تعادل بسیار پیچیده است. در این مطالعه، حرکت در این فاز به‌صورت حرکتی بهینه با توجه به حفظ حداکثری تعادل در کنار تأمین قیود سینماتیک و توجه به انرژی مصرفی و سطح تحریک ماهیچه‌ای و تغییرات تحریک محاسبه شده است که به‌صورت درنظرگرفتن وزن‌هایی برای احتمال موفقیت اجرای حرکت و مصرف انرژی و به‌دست‌آوردن طول گام بهینه است، به‌گونه‌ای که هم قید تعادل بیشینه و هم مصرف انرژی حداقل لحاظ شده باشد. با درنظرگرفتن وزن‌های برابر برای توابع شاخص افتادن و هزینهٔ طبیعی‌شده، که مجموع کار مثبت و هزینه تحریک و تغییرات تحریک است، طول گام بهینه‌ای که به‌ازای آن، مجموع تابع هزینه و شاخص افتادن با روش حاشیهٔ پایداری کمینه شده است، ۵۴ سانتی‌متر به‌دست آمده که در شکل ۸، نشان

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]

داده شده است. این طول گام بهینه، برای مثال با مشخصات فیزیکی بیان‌شده در جدول ۲ است که نتیجهٔ مقبولی است. بدیهی است که با تغییر وزن در نظر گرفته برای هر کدام از توابع، طول گام بهینه متفاوت خواهد شد.



شکل۷. تابع هزینهٔ ازدست‌دادن تعادل و هزینهٔ کل طبیعی‌شده در طول گام‌های متفاوت (۲۰-۷۳ سانتی‌متر)



شکل۸. تابع مجموع وزن دار تابع هزینهٔ مربوط به میانگین هزینه افتادن و تابع هزینه کل طبیعی‌شده به‌منظوریافتن طول گام بهینه(۵۴ سانتی‌متر)

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]

بحث

در تعریف مسئلهٔ طراحی مسیر حرکت به‌صورت یک مسئلهٔ بهینه‌سازی، بیشینه کردن کمیتی از تعادل چندان در کانون توجه قرار نگرفته است و در اکثر مقالات موجود، با حفظ تعادل به‌مثابهٔ یک قید برخورد شده است. با توجه به ضرورت بیان تعادل فرد به‌صورت یک عدد در طول گام‌ها و سرعت‌های مختلف سیکل گیت، شاخص تعادل تعریف شده است. این شاخص یک عدد به نمایندگی از وضعیت تعادل فرد در طول گام‌های مختلف و سرعت‌های متفاوت راه‌رفتن است. بعد از شبیه‌سازی مدل آونگ واژگون، موقعیت تکیه‌گاه، موقعیت مرکز جرم و سرعت خطی مرکز جرم بر اساس مدل شبیه‌سازی‌شده در بخش شبیه‌ساز نرم‌افزار متلب به‌دست آمده است. سپس، کمیت شاخص تعادل به نمایندگی از وضعیت تعادل فرد برای مدل مورد نظر به‌دست آمد که هرچه شاخص تعادل به بی‌نهایت میل کند، تعادل وضعیت بهتری دارد و هرچه به صفر نزدیک شود، وضعیت تعادل ضعیف‌تر است. در ادامهٔ پژوهش، توجه به حفظ تعادل در سیکل راه‌رفتن با بهره‌گیری از معیار حاشیهٔ پایداری، در کنار تأمین قیود سینماتیک و توجه به انرژی مصرفی و سطح تحریک ماهیچه‌ای و تغییرات تحریک تحت بررسی قرار گرفت. تابع هزینهٔ ازدست‌دادن تعادل و تابع هزینهٔ انرژی مصرفی و سطح تحریک ماهیچه‌ای و تغییرات تحریک محاسبه شد. برای توابع هزینهٔ ازدست‌دادن تعادل و هزینهٔ طبیعی‌شده که مجموع کار مثبت و هزینهٔ تحریک و تغییرات تحریک است، وزن‌های برابر در نظر گرفته شده است. طول گام بهینه‌ای که به‌ازای آن، مجموع تابع هزینه و شاخص ازدست‌دادن تعادل با روش حاشیهٔ پایداری کمینه شده است، محاسبه شده است. برای مثال، طول گام بهینه با درنظرگرفتن قید حداکثر کمیت تعادل برای یک فرد با قد و وزن ۱۸۷ سانتی‌متر و ۹۲ کیلوگرم در طول گام ۵۴ سانتی‌متر به‌دست آمده است. گفتنی است که طول گام بهینه برای تمامی افراد با مشخصات قد و وزن و درصد فاز حمایت دوگانه و زمان پیمودن سیکل متفاوت، متغیر و در دسترس است.

نتیجه‌گیری

در این مطالعه، نشان داده شد که می‌توان در طراحی مسیر حرکت، به‌جای بررسی تعادل به‌صورت قید، تابع هزینهٔ تعادل تعریف کرد و به بهینه‌ترین طول گام دست یافت. در این طراحی، حرکت با توجه به حفظ حداکثری تعادل در کنار تأمین قیود سینماتیک و توجه به انرژی مصرفی و سطح تحریک ماهیچه‌ای و تغییرات تحریک محاسبه شده است که به‌صورت درنظرگرفتن وزن‌هایی برای شاخص تعادل به روش حاشیه پایداری و مصرف انرژی و به‌دست‌آوردن طول گام بهینه است، به‌صورتی که هم قید تعادل حداکثری و هم مصرف انرژی حداقل لحاظ شده باشد. طول گام بهینه برای هر فرد متناسب با قد و وزن و سن و جنس و مشخصات سیکل گیت، مانند درصد فاز حمایت دوگانه و زمان پیمودن سیکل، به‌دست آمده است. در این پژوهش، با تحلیل راه‌رفتن فرد روی نوارگردان یا تردمیل، ویژگی‌های سینماتیکی و سینتیکی الگوی حرکتی او تعیین شد و با محاسبهٔ شاخص تعادل، تابع هزینهٔ افتادن و هزینه مصرف انرژی، بهینه‌ترین طول گام به‌دست آمد. از این

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]

روش می‌توان در مراکز توان‌بخشی، فیزیوتراپی و تحلیل راه‌رفتن و مراکز و باشگاه‌های ورزشی جهت اصلاح الگوی راه‌رفتن استفاده کرد.

منابع

1. Dyson, G.H.G. (1989). The Mechanics of Athletics. Holmes & Meier Publishers, New York.
2. Borelli, G.A. (1977). On the Movement of Animals, Springer.
3. Patla, A., Frank, J., Winter, D. (1990). Assessment of balance control in the elderly: major issues. Physiotherapy Canada. 42(2):89-97.
4. Kuo, A.D. (1995). An optimal control model for analyzing human postural balance. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 42(1):87-101.
5. Winter, D.A. (1995). A.B.C (anatomy, Biomechanics and control) of balance during standing and walking. Waterloo Biomechanics.
6. Winter,D.A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. Gait & Posture. 3(4):193-214.
7. Bottcher, S. (2006). Principles of robot locomotion, in: Proc. Human Robot Interaction Seminar.
8. Elftman, H. (1966). Biomechanics of muscle: with particular application to studies of gait. The Journal of Bone and Joint surgery. 48(2):363-77.
9. Vukobratovic,M., Frank, A.A. Juricic, D. (1970). On the stability of biped locomotion. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 17(1):25-36.
10. Pai, Y.C., Patton, J. (1997). Center of mass velocity-position predictions for balance control. Journal of Biomechanics. 30(4):347-54.
11. Iqbal, K. Pai, Y.C. (2000). Predicted region of stability for balance recovery: motion at the knee joint can improve termination of forward movement. Journal of Biomechanics. 33(12):1619-27.
12. Hof, A., Gazendam, M., Sinke, W. (2005). The condition for dynamic stability. Journal of Biomechanics. 38(1):1-8.
13. Hof, A., Curtze, L.C.A. (2016) . Stricter condition for standing balance after unexpected perturbations. Journal of Biomechanics. 49(4):580-5.
14. Honarvarmahjoobin, M.H., Nakashima, M. (2013). A new approach to find the range of feasible movements of a body for the control of balance. Journal of Biomechanical Science and Engineering. 8(2):180-96.
15. Honarvar, M.H., Nakashima, M. (2014). A new measure for upright stability. Journal of Biomechanics. 47(2):560-7.
16. Honarvar, M.H., Nakashima, M. (2013). Prediction of postural risk of fall initiation based on a two-variable description of body dynamics: Position and velocity of center of mass. Human Movement Science. 32(5):1186-99.
17. Honarvar, M.H. (2016). Quantifying one's mechanical ability to control upright balance based on the probability of recovery, in: 23rd Iranian Conference on Biomedical Engineering and 2016 1st International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME), IEEE. 193-8.
18. Goswami, A. (1999). Postural stability of biped robots and the foot-rotation indicator (FRI) point. The International Journal of Robotics Research. 18(6):523-33.
19. Moosavian, S.A.A., Alipour, K. (2007). On the dynamic tip-over stability of wheeled mobile manipulators. International Journal of Robotics & Automation. 22(4):322-8.
20. Takhmar, A., Alghooneh, M., Alipour, K., Moosavian, S.A.A. (2008). MHS measure for postural stability monitoring and control of biped robots, in: 2008 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, IEEE 400-5.
21. Goswami, A., Kallem, V. (2004) . Rate of change of angular momentum and balance maintenance of biped robots, in: IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004. 3785-90.
22. Winter, D.A. (2009). Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.19.11.2]

[DOI: 10.29252/jsmt.18.19.147]