

Dynamic Balance Evaluation of the Seven-Link Model in Single Support Phase of Walking based on Probability of Realization

Termeh, Mahdie¹ / Ghanbarzadeh, Afshin^{2*} / Honarvar, Mohammad Hadi³ / Heidari Shirazi, Kourosh⁴

¹ - Ph.D. Student, Faculty of Engineering, Shahid Chamran University, Ahwaz, Iran

² - Assistant Professor, Faculty of Engineering, Shahid Chamran University, Ahwaz, Iran

³ - Assistant Professor, Faculty of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

⁴ - Professor, Faculty of Engineering, Shahid Chamran University, Ahwaz, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2019.112221.1511

Received: 3 July 2019

Revised: 24/11/2019-8/12/2019

Accepted: 9 December 2019

KEYWORDS

Probability of Dynamic Success
Motion Realization
Single Support Phase
Gait Cycle
Step Length

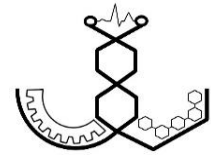
ABSTRACT

A primary objective in many human upright state movements is control of balance and monitoring, analysis, and intervention to improve it, has become a part of human biomechanics research. In studies with a quantitative approach to human balance, it is necessary to know the numerical quantity of balance in a body state or at any moment during a path. This study proposes a new quantitative Criterion to express stable state during walking cycle. The basis of this quantitative criterion is the Probability of dynamic success in completing the swing phase without losing balance and the initiation of a fall. The probability of motion realization has been calculated and simulated on a seven-link model with a distributed mass. In this study by taking into consideration the kinematic constraints, energy consumption, muscle stimulation level and changes in stimulation beside maximizing balance, the movement in stance phase is calculated as an optimal movement. The optimal step length has been calculated considering a weight for probability of motion realization and energy consumption. In this method both the maximum balance and minimum energy consumption have been considered. For instance, the optimal step length considering the maximum balance constraint in the specific path for an individual with the height of 187 cm and mass of 92 kg was calculated about 27 cm with this probabilistic approach. One of the factors in maintaining balance is cadence rate. By increasing the center of mass average velocity, the probability of balance maintenance decreases, thus also with considering center of mass average velocity beside maximum balance constraint, the optimal step length is calculated 46 cm.

*Corresponding Author

Address	Faculty of Engineering, Shahid Chamran University, Ahwaz, Iran
Postal Code	11365-9567
E-Mail	ghanbarzadeh.a@scu.ac.ir
Tel	+98-61-33330011
Fax	+98-61-33336642





بررسی تعادل دینامیکی راه رفتن با استفاده از مدل هفت عضوی در فاز تک‌تکیه‌گاهی بر اساس احتمال تحقق

ترمه، مهدیه^۱ / قنبرزاده، افشین^{۲*} / هنرور، محمدهادی^۳ / حیدری شیرازی، کورش^۴

^۱ - دانشجوی دکتری، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران

^۲ - استادیار، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران

^۳ - استادیار، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

^۴ - استاد، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2019.112221.1511

پذیرش: ۱۸ آذر ۱۳۹۸

بازنگری: ۱۳۹۸/۹/۳ - ۱۳۹۸/۹/۱۷

ثبت در سامانه: ۸ مرداد ۱۳۹۸

واژه‌های کلیدی	چکیده
احتمال موفقیت دینامیکی اجرای حرکت فاز تک‌تکیه‌گاهی سیکل راه رفتن طول گام	کنترل تعادل، یک هدف زمینه‌ای در فعالیت‌های وضعیت ایستاده‌ی بدن بوده که پایش، تحلیل و دخالت به منظور بهبود آن، موضوع بخشی از پژوهش‌های حوزه‌ی بیومکانیک حرکات انسان قرار گرفته است. در مطالعات روی مبحث تعادل انسان با رویکرد کمی، آگاهی از میزان تعادل از نظر عددی در یک وضعیت بدن یا هر لحظه در طول یک مسیر حرکت، ضروری می‌باشد. در این پژوهش یک معیار کمی جدید برای بیان میزان پایداری وضعیت در طول چرخه‌ی راه رفتن پیشنهاد شده است. مبنای این معیار کمی، احتمال تحقق یا موفقیت دینامیکی در به پایان رساندن فاز پرواز بدون از دست رفتن تعادل و بدون شروع فرایند زمین خوردن است. احتمال موفقیت دینامیکی راه رفتن روی یک مدل هفت عضوی با جرم گسترده مدل‌سازی و محاسبه شده است. در این مطالعه، حرکت در این فاز به صورت حرکتی بهینه با توجه به حفظ حداکثری تعادل در کنار تامین قیود سینماتیک و توجه به انرژی مصرفی، سطح تحریک ماهیچه‌ای و تغییرات تحریک، از طریق در نظر گرفتن وزن‌هایی برای احتمال موفقیت اجرای حرکت، مصرف انرژی و به دست آوردن طول گام بهینه، به طوری که هم قید تعادل حداکثری و هم مصرف انرژی حداقل لحاظ شده باشد، محاسبه شده است. برای مثال، طول گام بهینه با در نظر گرفتن قید حداکثر کمیت تعادل برای یک فرد با قد ۱۸۷ سانتی‌متر و وزن ۹۲ کیلوگرم در طول گام ۲۷ سانتی‌متر به دست آمده است. سرعت راه رفتن یکی از عوامل تاثیرگذار بر حفظ تعادل است به طوری که هر چه میانگین سرعت مرکز جرم افزایش یابد احتمال حفظ تعادل کم‌تر خواهد شد. بنابراین به منظور در نظر گرفتن ماکسیمم سرعت میانگین مرکز جرم در کنار حفظ تعادل حداکثری، طول گام بهینه برابر با ۴۶ سانتی‌متر محاسبه شده است.

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی	گروه مهندسی مکانیک، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران
کد پستی	۶۱۳۵۷۸۵۳۱۱
پست الکترونیک	ghanbarzadeh.a@scu.ac.ir
تلفن	+۹۸-۶۱-۳۳۳۳۰۱۱
دورنگار	+۹۸-۶۱-۳۳۳۳۶۴۲



۱- مقدمه

در حرکت با وضعیت ایستاده^۱ حدود دوسوم از جرم بدن انسان در ارتفاعی حدود دوسوم قد بدن قرار دارد، بنابراین ماهیت وضعیت ایستاده به لحاظ دینامیکی ناپایدار بوده و لازم است تا یک حلقه‌ی کنترلی به صورت مداوم وضعیت ایستاده را پایش و کنترل کند. اختلال در عمل کرد کنترلر در هر یک از مراحل حس، پردازش و اجرای فرمان، ممکن است باعث از دست رفتن تعادل ایستاده^۲ و زمین خوردن شود که عواقب مشخصی دارد [۱-۳]. از این رو حفظ تعادل یک هدف اصلی زمینه‌ای در تمام حرکت‌های وضعیت ایستاده است. در طراحی یک حرکت راه رفتن برای توان بخشی پاتولوژی‌های سیستم عصبی-عضلانی، ساخت ابزارهای فعال کمکی مانند اورتزاها و برون‌پوش‌ها و ماشین‌های راه رونده مانند ربات‌های دوبا، حفظ تعادل و کنترل آن در بالاترین سطح ممکن باید مورد توجه قرار گیرد.

به منظور ارزیابی، پیش‌بینی و حفظ یک وضعیت پایدار دینامیکی، تعریف یک معیار اندازه‌گیری پایداری دقیق که بتواند بیان‌گر کمیت تعادل دینامیکی در یک وضعیت بدن یا هر لحظه در طول یک مسیر حرکت باشد، ضروری بوده و پژوهش‌های متعددی در جهت رفع این نیاز انجام شده است.

بررسی پایداری در دو حالت پایداری استاتیکی و پایداری دینامیکی صورت می‌گیرد. پایداری استاتیکی در حالت سکون و یا حرکت با شتاب اندک تعریف می‌شود. بر این اساس، یک مکانیسم در صورتی پایدار است که تصویر مرکز ثقل^۳ آن بر سطح افقی، از چندضلعی تکیه‌گاهی^۴ تشکیل شده توسط نقاط اثر کف پاها خارج نشود. طبق این تعریف، اگر تصویر مرکز جرم ربات در هر لحظه از حرکت داخل چندضلعی تکیه‌گاهی ربات قرار گیرد، حرکت ربات پایدار بوده و کوتاه‌ترین فاصله از لبه‌ی چندضلعی تکیه‌گاهی به عنوان معیاری برای تخمین میزان تعادل در نظر گرفته می‌شود [۴-۹].

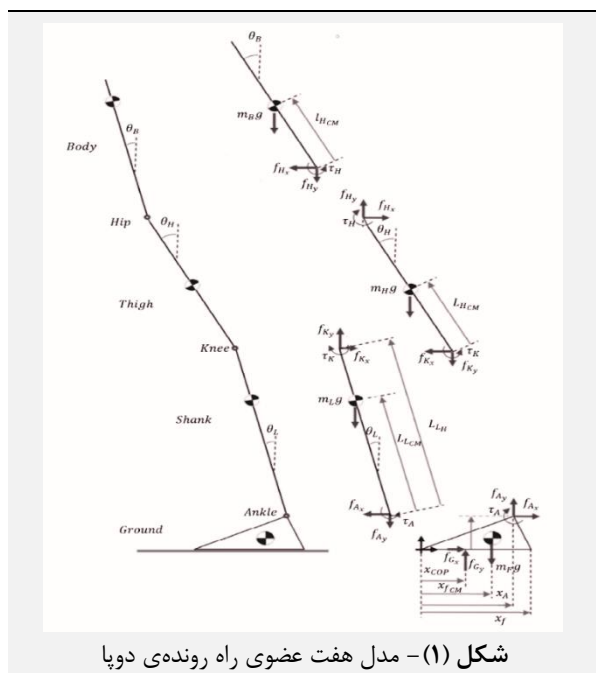
این معیار مربوط به سیستم‌هایی است که برای حفظ پایداری، تصویر مرکز جرم خود را دائماً درون چندضلعی تکیه‌گاهی نگه می‌دارند، اما در سیکل راه رفتن انسان و ربات‌های دوبا به دلیل متفاوت بودن چندضلعی تکیه‌گاهی در فازهای دوتکیه‌گاهی و تک‌تکیه‌گاهی، مرکز جرم ربات باید در لحظه‌ی تغییر فازهای حرکتی از درون یک چندضلعی به چندضلعی دیگری منتقل شود که در این لحظه به دلیل وجود نیروهایی که باعث نوسان پای نوسان کننده می‌شوند تعیین مرکز جرم دشوار است [۱۰].

در شرایط معمول راه رفتن، علاوه بر شتاب جاذبه، اثر شتاب اجزای سیستم بر حرکت نیز باید در نظر گرفته شود. در این صورت پایداری استاتیکی اعتباری نداشته و باید از مفهوم پایداری دینامیکی برای راه رفتن با سرعت معمول استفاده شود. زمانی که سرعت روبه‌جلو و یا روبه‌عقب مرکز جرم به اندازه‌ی کافی بزرگ باشد، معیار قرار گرفتن تصویر عمودی مرکز جرم در ناحیه‌ی چندضلعی تکیه‌گاهی معتبر نبوده و باید تاثیر سرعت مرکز جرم نیز در نظر گرفته شود. برای مثال ممکن است تصویر عمودی موقعیت مرکز جرم خارج از چندضلعی تکیه‌گاهی باشد اما سرعت روبه‌جلوی آن باعث حفظ تعادل گردد. نتیجه‌ی پژوهش‌های انجام شده در این زمینه منجر به ارائه‌ی معیار نقطه‌ی ممان صفر^۵ برای ارزیابی پایداری دینامیکی شده است. این معیار اولین بار در سال ۱۹۳۸ توسط الفمن برای بررسی‌های بیومکانیک انسان ارائه شده [۱۱] و توسط وکوبراتویچ در سال ۱۹۷۰ برای ربات‌های دوبا توسعه داده شد [۱۲]. پای و هم‌کارانش یک ناحیه‌ی قابل قبول برای پایداری در صفحه‌ی سرعت-موقعیت به دست آوردند [۱۳، ۱۴] که بعدها توسط هاف و هم‌کارانش به صورت تعریف موقعیت مرکز جرم تعمیم یافته^۶ فرمول‌بندی شد. طبق این تعریف، برای پایداری دینامیکی لازم است تا موقعیت مرکز جرم تعمیم یافته (ترکیب خطی از موقعیت افقی تصویر عمودی مرکز جرم و مشتق آن نسبت به زمان) در محدوده‌ی چندضلعی تکیه‌گاهی قرار گیرد [۱۵، ۱۶]. هاف هم‌چنین کوتاه‌ترین فاصله‌ی موقعیت مرکز جرم تعمیم یافته از مرزهای محدوده‌ی چندضلعی تکیه‌گاهی که با عنوان کمیت حاشیه‌ی پایداری^۷ نامیده می‌شود را به عنوان معیاری برای پایداری در نظر گرفته است. با این حال، کمیت حاشیه‌ی پایداری ارتباط خوبی با امکان حفظ تعادل یا ایمنی در حالت یا مسیر حرکت مفاصل ندارد. حاشیه‌ی پایداری ممکن است برای یک حالت، بسیار کوچک و در عین حال بسیار امن باشد (و برعکس). حاشیه‌ی پایداری بالا لزوماً بیان‌گر موقعیت بسیار پایدار نیست. یک روش برای محاسبه‌ی ریسک افتادن در یک موقعیت و سرعت مشخص مرکز جرم توسط هنرور و ناکاشیما ارائه شده که با استفاده از یک مدل مکانیکی ساده به ارائه‌ی ایده‌ی ریسک شروع افتادن پرداخته و یک معیار جدید برای پایداری وضعی در حالت ایستاده و بدون حرکت بر پایه‌ی احتمال پیشنهاد داده است [۱۷-۲۰]. یکی دیگر از معیارهای بررسی پایداری حرکت،

^۵ Zero Moment Point (ZMP)^۶ Extrapolated Center of Mass (X_{COM})^۷ Margin of Stability (MOS)^۱ Upright Posture^۲ Upright Balance^۳ Center of Mass (COM)^۴ Base of Support (BOS)



تنه^۵، رانها، ساقها و پاها بوده به طوری که در مفاصل لولایی ساده ای لگن، زانو و مچ پا به هم مفصل شده اند. دو مفصل لگن بر هم منطبق بوده و مفاصل ران، زانو و مچ پا مطابق شکل (۱) می باشند. مفاصل به کار رفته از نوع چرخشی در نظر گرفته شده و فرض شده است که حرکت در صفحه ای ساجیتال انجام می شود. در فاز تک تکیه گاهی، راه رونده به صورت یک زنجیره ی سینماتیکی باز (ربات سری) عمل می کند.



شکل (۱) - مدل هفت عضوی راه رونده ی دوپا

برای شبیه سازی راه رفتن انسان، مدل انتخاب شده باید از مشخصات فیزیکی مناسبی برخوردار باشد. از این رو در این پژوهش از مدل آنتروپومتریک^۶ ارائه شده توسط وینتر [۲۵] استفاده شده که در آن متوسط طول و جرم اعضای بدن نسبت به قد و جرم کل بدن تخمین زده شده است (جدول ۱).

جدول (۱) - مشخصات مدل آنتروپومتریک [۶]

پا (Foot)	ساق (Shank)	ران (Thigh)	بالا تنه (Trunk)	
۰/۰۱۴۵	۰/۰۴۶۵	۰/۱	۰/۶۷۸	جرم (M)
M	M	M	M	
۰/۱۵۲	۰/۲۴۶	۰/۲۴۵	۰/۴۷	طول (L)
H	H	H	H	
۰/۴۷۵	۰/۳۰۲	۰/۳۲۳	۰/۴۹۶	شعاع ژیراسیون ^۷
L	L	L	L	
۰/۵	۰/۵۶۷	۰/۵۶۷	۰/۶۲۶	موقعیت مرکز جرم
L	L	L	L	

^۵ Body: B

^۶ Anthropometric

^۷ Radius of Gyration (R_g)

معیار شاخص چرخش پا^۱ بوده که بیان گر نقطه ای در داخل یا خارج از ناحیه ی تماس پا با زمین است که در آن برآیند تمام نیروها و گشتاورهای وارد بر پا، عمود بر سطح کف پا می باشد. هنگامی که شاخص چرخش پا خارج از ناحیه ی تماس باشد، دوران اتفاق افتاده و حرکت ناپایدار خواهد بود. می توان فاصله ی این نقطه تا نزدیک ترین مرز ناحیه ی تماس پا و زمین را به عنوان معیاری برای حد پایداری در نظر گرفت [۲۱].

یکی دیگر از معیارهای پایداری، معیار پایداری لحظه ای^۲ بوده که توسط موسویان و عالی پور برای ربات های دوپا ارائه شده [۲۲] و نسخه ی توسعه داده شده ی آن برای ربات های چرخ دار توسط تخمار و هم کارانش ارائه شده است [۲۳]. مزیت این معیار نسبت به معیار نقطه ای ممان صفر، حساسیت بیش تر نسبت به ارتفاع مرکز جرم و تخمین جهت دوران ربات در حالت ناپایدار می باشد. معیار نرخ مومنتم زاویه ای صفر^۳ نیز که با در نظر گرفتن تغییرات مومنتم زاویه ای حول مرکز جرم، پایداری را بررسی می کند، توسط گوسامی و کالمن ارائه شده است [۲۴]. در اکثر کارهای انجام شده بر اساس حداقل مومنتم ممکن برای بر هم زدن تعادل، معیاری برای پایداری در نظر گرفته می شود. از آن جا که ممکن است شخص همیشه در معرض ضربه نباشد اما نوساناتی کوچک در هنگام راه رفتن رخ بدهد، در این پژوهش به معرفی معیاری نوین برای محاسبه ی احتمال توانایی غلبه بر نوسانات و بازیابی تعادل از طریق قدرت متوسط شخص، پرداخته شده است. هدف این پژوهش ارائه ی یک معیار کمی برای ارزیابی احتمال حفظ پایداری در مسیر خاص با طول گام مشخص بوده و سعی شده است تا معیارهای موجود با ارائه ی روشی نوین با استفاده از رویکردهای احتمالاتی بهبود داده شده و موفقیت اجرای حرکت با یک معیار کمی سنجیده شود. این روش با عنوان احتمال موفقیت اجرای حرکت^۴ نام گذاری شده و با نسبت دادن مقداری بین صفر (بسیار ناپایدار) تا ۱ (بسیار پایدار) به یک مسیر مشخص، امکان حفظ یا بازگرداندن تعادل در آن مسیر را بررسی می کند. این معیار بیان کننده ی میزان احتمال حفظ تعادل در یک مسیر مشخص و میزان موفقیت در پیمودن این مسیر نیز می باشد.

۲- مدل

در این پژوهش از یک مدل هفت عضوی صفحه ای از انسان در صفحه ی ساجیتال (طولی) استفاده شده که شامل سر، دست ها،

^۱ Foot Rotation Indicator (FRI)

^۲ Moment Height Stability (MHS)

^۳ Zero Rate Angular Momentum

^۴ Probability of Motion Realization (POMR)

۱-۲- یافتن موقعیت مفاصل در هر لحظه با روش داده‌برداری

در این روش از داده‌های حاصل از آنالیز حرکت سه‌بعدی^۱ چرخه‌ی راه رفتن استفاده شده است. بدین منظور برای ثبت اطلاعات کینماتیکی سیکل راه رفتن، از سیستم ثبت تصویر اپتی تراک^۲ استفاده شده است. این سیستم از دو دوربین تشکیل شده که در یک مجموعه بوده و موقعیت‌های تمام مارکرها را به صورت سه‌بعدی مشخص می‌کند و تنها تفاوت آن با سیستم‌های دارای ۸ و ۱۲ دوربین، امکان گم شدن مارکرها در موقعیت‌های پیچیده است که این مشکل در راه رفتن معمولی به ندرت پیش می‌آید. این سیستم با فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۰ هرتز، دارای قابلیت ثبت تصاویر به صورت سه‌بعدی با وضوح VGA بوده، توانایی تنظیم سرعت ثبت تصاویر تا ۱۲۰ فریم بر ثانیه را داشته و خطای آن کم‌تر از ۱ میلی‌متر می‌باشد.

این دستگاه یک پرتوی فروسرخ به جسم مورد نظر می‌تاباند. در اثر بازتابش این پرتو از روی ۹ نشان‌گر^۳ نصب شده روی وسط سینه، برجستگی بزرگ ران، اپی‌کندیل خارجی زانو، قوزک خارجی و انگشت کوچک هر دو پا به منبع، می‌توان موقعیت آن‌ها را در فضای سه‌بعدی و در نتیجه نحوه‌ی حرکت آن‌ها را به دست آورد. این دوربین در فاصله‌ی ۲ متری روبه‌روی تردمیل و روی پایه‌ای در ارتفاع ۵/۱ متری آزمودنی قرار گرفته است. جامعه‌ی آماری آزمودنی‌ها در این مطالعه شامل مردان جوان سالم (از نظر جسمانی و روانی) در بازه‌ی سنی ۱۹-۶۰ سال با میانگین وزنی ۷۵-۷۰ کیلوگرم و میانگین قد ۱۷۵ سانتی‌متر می‌باشد. پس از انجام آزمون و ثبت تصویر از آزمودنی‌ها، تصاویر خام پردازش شده و به داده‌های مناسب برای تحلیل بیومکانیکی تبدیل شده است. برای این منظور از نرم‌افزار متیو^۴ (مخصوص پردازش تصاویر حاصل از سیستم ثبت حرکت اپتی‌ترک) استفاده شده است. در این مطالعه از نرم‌افزار متلب^۵ جهت ساخت مدل دینامیکی و انجام فرایند دینامیک معکوس استفاده شده است. با به دست آوردن موقعیت عضوهای ران، ساق و پا در هنگام راه رفتن، زاویه‌ی بین این اعضا محاسبه شده و به عنوان داده‌ی ورودی برای حل دینامیکی سیکل راه رفتن مورد استفاده قرار گرفته است. برای کاهش نویز و هموارسازی اطلاعات کینماتیکی ثبت شده، باید داده‌ها فیلتر شوند که برای این منظور ابتدا از فیلتر Moving Average استفاده شده و سپس داده‌های جابه‌جایی زاویه‌ای نمونه‌برداری شده با فرکانس

۱۲۰ هرتز به کمک فیلتر باتروث^۶ مرتبه‌ی دو با فرکانس قطع ۲۴ هرتز هموار گردیده است. برای بررسی وضعیت تعادل در طول گام‌های مختلف، لازم است تا الگوی حرکتی آزمودنی‌ها بازسازی شود. برای انجام این کار روش‌های متعددی وجود دارد که در این مطالعه از روش ایجاد پایگاه داده استفاده شده است. برای ایجاد پایگاه داده، داده‌برداری حرکتی از راه رفتن تعدادی آزمودنی صورت گرفته است. برای این منظور پس از نصب مارکرها، با استفاده از یک دوربین استریوفتوگرامتری از حرکت راه رفتن نرمال آزمودنی‌ها با طول گام‌های مختلف داده‌برداری شده و در نهایت حد فاصل بین الگوهای حرکتی مختلف که منجر به طول گام‌های متفاوت می‌شوند، درونیابی شده و پایگاه داده ایجاد گردیده است.

۲-۲- معادلات حرکت

برای به دست آوردن معادلات حاکم بر مدل هفت عضوی از روش نیوتن اولیئر استفاده شده است. نیروی هر مفصل به صورت نیروهای وارد به هر قطعه از قطعه‌ی پایینی، نیروی واکنش زمین به صورت نیروی وارد به پا از زمین و جهت‌های راست و بالا به ترتیب برای نیروهای افقی و عمودی مثبت تعریف شده است. از آن‌جا که حدود ۸۰٪ از چرخه‌ی راه رفتن در فاز تک‌تکیه‌گاهی قرار دارد، حل معادلات دینامیکی مربوط به فاز تک‌تکیه‌گاهی از اهمیت بیش‌تری برخوردار بوده و در این پژوهش مورد بررسی قرار گرفته است. در ادامه، معادلات دینامیکی حرکت به منظور محاسبه‌ی گشتاور، به صورت رابطه‌ی (۱) بیان گردیده و بسط داده شده است.

$$T = M(\theta)\ddot{\theta} + H(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) \quad (1)$$

در این رابطه، T بردار گشتاورهای مفاصل، M ماتریس اینرسی، H بردارهای مرکزگرا و کوریولیس و G بردار گرانش می‌باشد. به منظور بسط معادله‌ی حرکت و ساخت مدل دینامیکی از جعبه‌ابزار شبیه‌ساز مکانیک نرم‌افزار متلب استفاده شده است. در مدل‌های دینامیک معکوس، شبیه‌ساز مکانیک با ابزارهایی که در اختیار کاربر قرار می‌دهد، این امکان را فراهم می‌سازد تا پس از ورود پارامترهای کینماتیکی و آنتروپومتریکی، معادلات دینامیکی به صورت ساده و قابل فهم اجرا شده و پارامترهای کینتیکی به عنوان خروجی مدل به دست آید.

^۱ Motive

^۵ MATLAB, R2018a

^۶ Butterworth

^۱ Motion Capture

^۲ Opti Track, D12-Due, V. 120

^۳ Reflective Marker



۲-۳- قیدهای پا

سه قید فیزیکی ناشی از شرایط واقعی مساله روی پای که در فاز تکیه^۱ است وجود دارد.

۱- مولفه‌ی قائم نیروی واکنش زمین باید مثبت (فشاری، رو به بالا) باشد.

$$F_{Gy} \geq 0 \quad (۲)$$

۲- مولفه‌ی افقی نیروی واکنش زمین باید به وسیله‌ی اصطکاک ساکن قابل اعمال باشد.

$$F_{Gx} \leq F_{Gy} \mu_s \quad (۳)$$

۳- مکان مرکز فشار نیروی واکنش زمین باید جایی بین فاصله‌ی پاشنه تا پنجه‌ی پا باشد.

$$x_h \leq x_{cop} \leq x_t \quad (۴)$$

این سه قید پا باید همواره در تمام لحظات فاز تکیه برقرار باشند، در غیر این صورت فرض عدم حرکت نسبی نقطه‌ی تماس در دو جسم در فاز تکیه برقرار نیست.

۲-۴- محدوده‌ی گشتاور عمل گرها در یک حالت

مدل به دست آمده برای شبیه سازی وابستگی نیروی ماهیچه‌ها به طول، سرعت تغییر طول، موقعیت زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای مفصل بر پایه‌ی مدل هیل است [۲۴، ۲۶-۲۹]. در این مقاله از مدل توسعه داده شده‌ی اندرسون (رابطه‌ی ۵) برای محاسبه‌ی گشتاور غیرفعال نسبت به موقعیت زاویه‌ای مفصل و از رابطه‌ی (۶) برای به دست آوردن گشتاور فعال نسبت به موقعیت زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای مفصل استفاده شده است [۲۹].

$$T_{ps}(\theta) = B_1 e^{K_1 \theta} + B_2 e^{K_2 \theta} \quad (۵)$$

$$T_{ac}(\theta, \dot{\theta}) = C_1 \cos(C_2(\theta - C_3)) \left(\frac{2C_4 C_5 + \dot{\theta}(C_5 - 3C_4)}{2C_4 C_5 + \dot{\theta}(2C_5 - 4C_4)} \right) \quad \dot{\theta} \geq 0$$

$$T_{ac}(\theta, \dot{\theta}) = C_1 \cos(C_2(\theta - C_3)) \left(\frac{2C_4 C_5 - \dot{\theta}(C_5 - 3C_4)}{2C_4 C_5 - \dot{\theta}(2C_5 - 4C_4)} \right) (1 - C_6 \dot{\theta}) \quad \dot{\theta} \leq 0 \quad (۶)$$

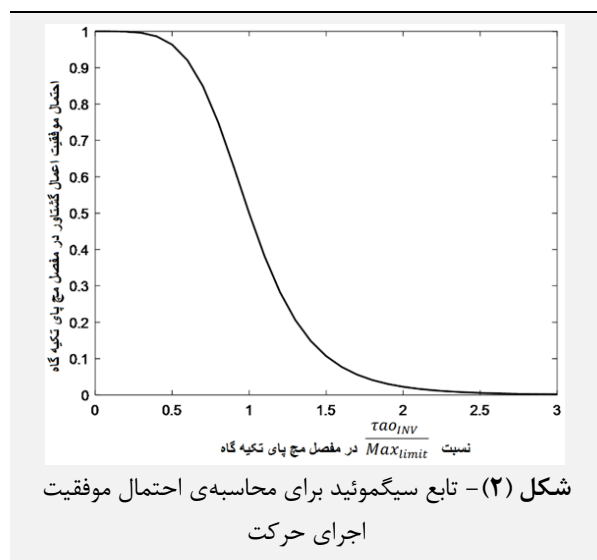
در این روابط، $B_1, B_2, C_1, C_2, C_3, C_4, C_5, C_6, K_1, K_2$ مقادیر ثابتی هستند که توسط اندرسون (۲۰۰۷) به دست آمده است. گشتاور کل از مجموع دو گشتاور فعال و غیرفعال به صورت رابطه‌ی (۷) به دست می‌آید. در این راستا کدنویسی لازم در

محیط متلب برای محاسبه‌ی ماکسیمم و مینیمم گشتاور انجام شده و برای یک طول گام مشخص و شرایط اولیه‌ی معلوم توانایی یک فرد مشخص با ضرایب معلوم به دست آمده است.

$$T_{total}(\theta, \dot{\theta}) = T_{ps}(\theta) + T_{ac}(\theta, \dot{\theta}) \quad (۷)$$

۲-۵- احتمال تحقق پذیری حرکت

با وجود اهمیت توانایی بیان عددی بهینه بودن تعادل یا موفقیت در اجرای حرکت بر اساس رویکردهای احتمالاتی، تا کنون مطالعات اندکی در این زمینه انجام شده است. در این مقاله با حل دینامیک معکوس یک حرکت، گشتاورهای مفصلی لازم برای پیمودن مسیر در کل بازه‌ی زمانی به دست آمده، سپس محدوده‌ی گشتاور اعمالی در کل بازه‌ی زمانی با استفاده از مدلی مبتنی بر مدل هیل و مقادیر به دست آمده برای متغیرهای مفصلی و تغییرات آنها، بر اساس روابط (۵-۷) محاسبه شده، نسبت گشتاور حاصل از روش دینامیک معکوس به گشتاور حاصل از مدل توسعه داده شده‌ی اندرسون به دست آمده و احتمال اعمال گشتاور به صورت یک تابع سیگموئید^۲ از این نسبت، تخمین زده شده است. هنگامی که مقدار گشتاور حاصل از روش دینامیک معکوس مساوی مقدار گشتاور حاصل از مدل توسعه داده شده‌ی اندرسون باشد (نسبت دو گشتاور مساوی ۱ باشد)، احتمال توانایی اعمال این گشتاور توسط فرد برابر با ۵۰٪ در نظر گرفته شده است. هر چه این مقدار از گشتاور مدل هیل کم‌تر باشد (نسبت کوچک‌تر از ۱)، این احتمال به سمت یک و هر چه گشتاور لازم برای پیمودن مسیر از گشتاور قابل اعمال توسط فرد بیش‌تر باشد (نسبت بزرگ‌تر از ۱) این احتمال به سمت صفر میل می‌کند (شکل ۲).



^۲ Sigmoid Function

^۱ stance

۳- یافته‌ها و بحث

به منظور روشن شدن بیش‌تر مبحث، مثال زیر در نظر گرفته می‌شود. اگر مشخصات فیزیکی و اطلاعات سینماتیکی حرکت مطابق جدول (۲) باشد، نمودارهای گشتاور مفاصل به دست آمده از روش دینامیک معکوس و گشتاور به دست آمده از معادلات اندرسون (روابط ۵-۷) در مفاصل زانوی پای تکیه‌گاه و پرواز مطابق شکل‌های ارائه شده می‌باشد. به دلیل حجم زیاد شکل‌های به دست آمده، تنها به ارائه‌ی شکل‌های مربوط به این دو مفصل پرداخته شده است.

جدول (۲) - مشخصات فیزیکی و اطلاعات سینماتیکی حرکت

مشخصات	مقدار
قد (سانتی‌متر)	۱۸۷
وزن (کیلوگرم)	۹۲
درصد فاز دوتکیه‌گاهی	۲۰٪
مدت زمان سیکل راه رفتن (ثانیه)	۱
سن	۲۰
جنسیت	مرد
طول گام (سانتی‌متر)	۲۰

با استفاده از روابط (۱) و (۵-۷)، نمودارهای مربوط به گشتاور ماکسیمم (خط ++ و مینیمم (خط --) مفصل زانوی پای تکیه‌گاه یک فرد مشخص با استفاده از معیار اندرسون و گشتاور به دست آمده از دینامیک معکوس (خط ممتد) در شکل (۳) ارائه شده است. منظور از گشتاور ماکسیمم، بیش‌ترین گشتاور قابل اعمال در جهت فلکشن و منظور از گشتاور مینیمم، بیش‌ترین مقدار گشتاور در جهت اکستنشن است. همان‌طور که در شکل (۳) مشاهده می‌شود، در بعضی از زمان‌ها گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس خارج از محدوده‌ی گشتاور به دست آمده از روابط اندرسون است.

تابع سیگموئید معادل به صورت تابعی از نسبت گشتاور اعمالی در زانوی پای تکیه‌گاه به دست آمده از روش دینامیک معکوس به گشتاور به دست آمده از روابط اندرسون در نظر گرفته شده است. در مواردی که گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس مثبت باشد، نسبت tr برابر با نسبت گشتاور به دست آمده به گشتاور ماکسیمم فلکشن زانو و در مواردی که گشتاور منفی باشد، نسبت tr برابر با نسبت گشتاور به دست آمده به گشتاور ماکسیمم اکستنشن زانو در نظر گرفته شده است. نمودار مربوط به تابع سیگموئید در مفصل زانوی پای تکیه‌گاه با استفاده از رابطه‌ی (۹) به دست آمده و در شکل (۴) نشان داده شده است.

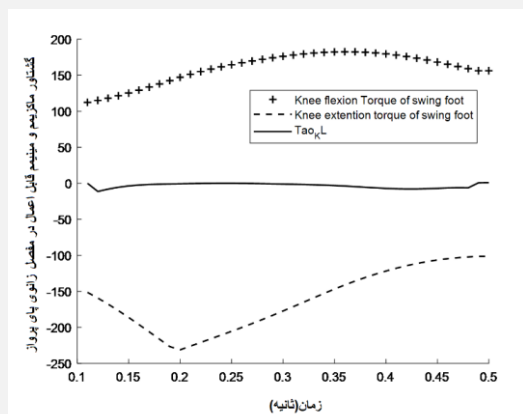
تابع احتمال سیگموئید به صورت تابعی از نسبت گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس به گشتاور به دست آمده از معادلات اندرسون (رابطه‌ی ۸) در نظر گرفته شده و با استفاده از رابطه‌ی (۹) محاسبه شده است. اگر مقدار τ_{aoINV} مثبت باشد، گشتاور ماکسیمم (MAX_{limit}) در جهت درسی فلکشن $\tau_{owdorsiflection}$ در مفصل پا یا فلکشن در مفصل زانو و لگن در نظر گرفته شده و اگر مقدار گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس منفی باشد، گشتاور ماکسیمم در جهت پلنتارفلکشن $\tau_{owplantarflection}$ در مفصل پا یا اکستنشن در مفصل زانو و لگن در نظر گرفته می‌شود. تابع سیگموئید به صورتی طراحی شده است که مقدار تابع احتمال در حالتی که τ_{aoINV} مساوی با MAX_{limit} باشد برابر با ۰/۵، در حالتی که نسبت tr معادل صفر باشد برابر با ۱ و در حالتی که نسبت tr معادل بی‌نهایت باشد برابر با صفر گردد (شکل ۲). احتمال موفقیت اجرای حرکت را می‌توان به صورت سطح زیر نمودار به دست آمده از تابع سیگموئیدی احتمال موفقیت نسبت به زمان مطابق رابطه‌ی (۱۰) محاسبه کرد.

$$(tr = \frac{\tau_{aoINV}}{Max_{limit}}) \quad (8)$$

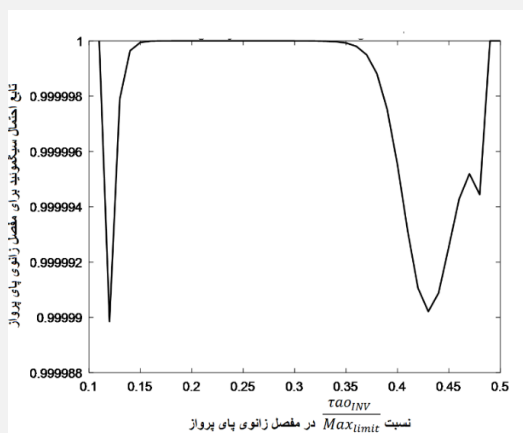
$$probability\ function = \frac{1}{(1 + tr^4 * e^{tr-1})} \quad (9)$$

$$P = \frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} probability\ function\ dt \quad (10)$$

برای محاسبه‌ی احتمال عدم افتادن و یا به عبارتی احتمال تحقق مسیر حرکت باید احتمال اعمال گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس را در هر لحظه به وسیله‌ی تابع سیگموئید به دست آورد و سطح زیر نمودار به دست آمده را محاسبه نمود. احتمال تحقق و موفقیت اجرای حرکت از یک مسیر به مسیر دیگر متفاوت است. در برخی از مسیرها هیچ‌کس قادر به اعمال گشتاور مورد نیاز برای پیمودن مسیر و حفظ تعادل خود نبوده و احتمال سقوط افراد زیاد است (احتمال موفقیت اجرای حرکت پایین)، در حالی که در برخی از مسیرهای دیگر تقریباً تمام افراد قادر به کنترل تعادل خود و پیمودن مسیر می‌باشند (احتمال موفقیت اجرای حرکت بالا). یک مقدار پایداری کمی وضعیت باید به هر مسیر اختصاص یابد تا نشان دهنده‌ی میزان ایمنی هر مسیر در حفظ تعادل باشد. در پیمودن یک مسیر مشخص، هر فرد باید برای جلوگیری از شروع سقوط تلاش کند. حتی تحت یک واکنش کامل، بعضی از افراد موفق خواهند بود و برخی نیز تعادل خود را از دست خواهند داد که این به قدرت بدنی هر فرد بستگی دارد.



شکل (۵) - نمودار مربوط به گشتاور ماکسیمم (++) و مینیمم (--) مفصل زانوی پای پرواز با استفاده از معیار اندرسون و گشتاور به دست آمده از دینامیک معکوس (خط ممتد)



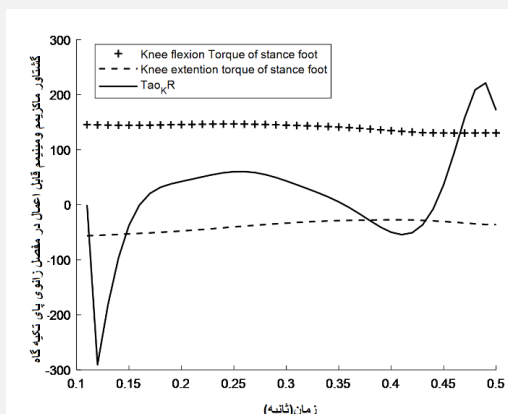
شکل (۶) - تابع احتمال سیگموئید مفصل زانوی پای پرواز

در نهایت پس از محاسبه‌ی احتمال موفقیت اجرای حرکت برای تمامی مفاصل پا، زانو و لگن پای تکیه‌گاه و پرواز (جدول ۳) و با در نظر گرفتن فرض مستقل بودن احتمال تمامی مفاصل، احتمال کل به صورت حاصل ضرب احتمال‌های مفاصل دو پای پرواز و تکیه‌گاه محاسبه شده که برای این مثال برابر با ۰/۵۶۶۵ است. این عدد بیان می‌کند که احتمال موفقیت اجرای حرکت برای مسیر مشخص، با مدت زمان مشخص و درصد فاز دوتکیه‌گاهی مشخص، برابر با ۰/۵۶۶۵ می‌باشد.

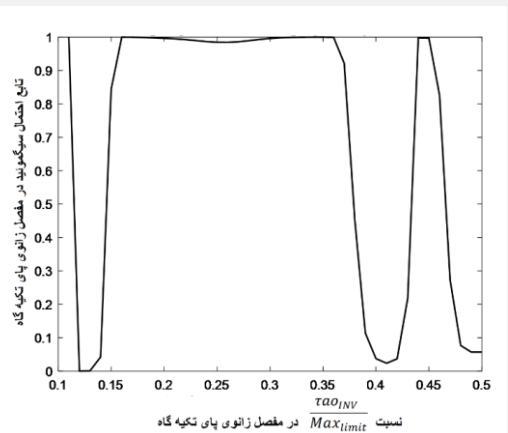
جدول (۳) - احتمال موفقیت اجرای حرکت برای تمامی

مفاصل پا، زانو و لگن پای تکیه‌گاه و پرواز

مفاصل	مقدار احتمال
مچ پای تکیه‌گاه	۰/۸۱
مچ پای پرواز	۱
زانوی پای تکیه‌گاه	۰/۷۰۰۹
زانوی پای پرواز	۱
لگن پای تکیه‌گاه	۰/۹۹۸۱
لگن پای پرواز	۰/۹۹۹۸



شکل (۳) - نمودار مربوط به گشتاور ماکسیمم (++) و مینیمم (--) مفصل زانوی پای تکیه‌گاه، محاسبه شده با معیار اندرسون و گشتاور حاصل از دینامیک معکوس (خط ممتد)

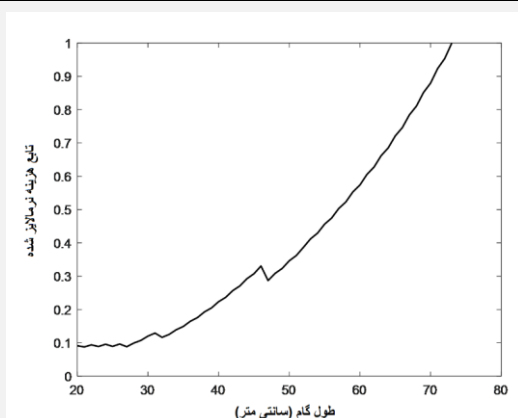


شکل (۴) - تابع احتمال سیگموئید مفصل زانوی پای تکیه‌گاه

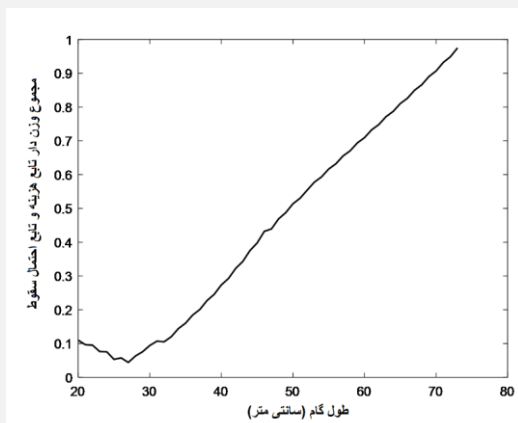
احتمال موفقیت اجرای حرکت در این مفصل که به صورت نسبت سطح زیر نمودار تابع احتمال سیگموئید به مدت زمان فاز تک‌تکیه‌گاهی در نظر گرفته شده برابر با ۰/۷۰۰۹ است. در ادامه، حالتی در نظر گرفته شده که گشتاور حاصل از روش دینامیک معکوس در محدوده‌ی قابل اعمال بر اساس روابط اندرسون قرار دارد. نمودارهای مربوط به گشتاور ماکسیمم (++) و مینیمم (--) مفصل زانوی پای پرواز برای یک فرد مشخص با استفاده از معیار اندرسون و گشتاور حاصل از دینامیک معکوس (خط ممتد) در شکل (۵) نشان داده شده است.

تابع سیگموئید معادل به صورت تابعی از نسبت گشتاور اعمالی در زانوی پای پرواز به دست آمده از روش دینامیک معکوس به گشتاور به دست آمده از روابط اندرسون در نظر گرفته شده است. نمودار مربوط به تابع سیگموئید معادل در مفصل زانوی پای پرواز بر اساس رابطه‌ی (۹) به دست آمده و در شکل (۶) ارائه شده است. میزان احتمال موفقیت اجرای حرکت در این مفصل که به صورت نسبت سطح زیر نمودار تابع احتمال سیگموئید به مدت زمان فاز تک‌تکیه‌گاهی سیکل در نظر گرفته شده است برابر با ۱ می‌باشد.

راه رفتن در طول فاز تک‌تکیه‌گاهی به دلیل عدم پایداری و تعادل، بسیار پیچیده است. در این مطالعه حرکت در این فاز به صورت حرکتی بهینه با توجه به حفظ حداکثری تعادل در کنار تامین قیدهای سینماتیک و توجه به انرژی مصرفی، سطح تحریک ماهیچه‌ای و تغییرات تحریک، از طریق در نظر گرفتن وزن‌هایی برای احتمال موفقیت اجرای حرکت و مصرف انرژی و به دست آوردن طول گام بهینه، به طوری که هم قید حداقل سقوط و هم قید حداقل مصرف انرژی لحاظ شده باشد، محاسبه شده است. با در نظر گرفتن وزن‌های برابر برای توابع احتمال سقوط و هزینه‌ی نرمالایز شده (مجموع کار مثبت، هزینه‌ی تحریک و تغییرات تحریک)، طول گام بهینه‌ای که به ازای آن مجموع تابع هزینه و احتمال سقوط مینیمم شده برابر با ۲۷ سانتی‌متر به دست آمده است (شکل ۱۰). این طول گام بهینه مربوط به مثال بیان شده (با مشخصات فیزیکی جدول ۲) بوده که نتیجه‌ی قابل قبولی به شمار می‌آید. در سایر مطالعات، طول گام در راه رفتن با سرعت راحت و طول گام انتخابی تنها با صرف حداقل انرژی برای فردی با همان مشخصات، به طور متوسط برابر با ۷۲ سانتی‌متر به دست آمده است [۳۰].

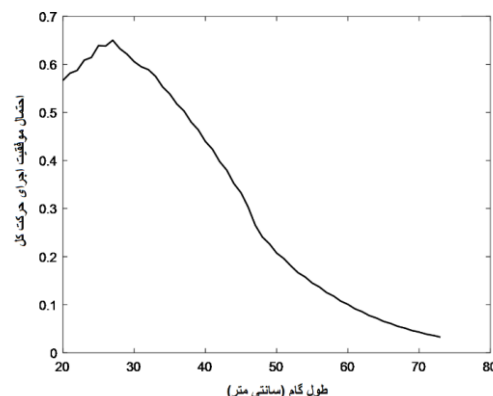


شکل (۹) - تابع هزینه‌ی نرمالایز شده در طول گام‌های متفاوت (۲۰-۷۳ سانتی‌متر)



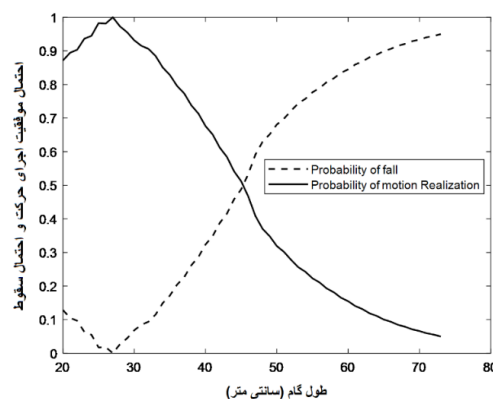
شکل (۱۰) - تابع مجموع وزن‌دار تابع هزینه‌ی نرمالایز شده و تابع احتمال سقوط به منظور یافتن طول گام بهینه (۲۷ cm)

تا این‌جا احتمال موفقیت اجرای حرکت برای فرد مشخص با طول گام ۲۰ سانتی‌متر محاسبه شده است. احتمال موفقیت اجرای حرکت برای این فرد در طول گام‌های مختلف (۲۰-۷۳ سانتی‌متر) در شکل (۷) نشان داده شده است.



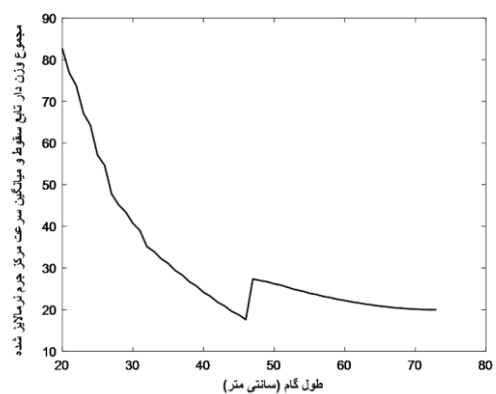
شکل (۷) - تابع احتمال موفقیت اجرای حرکت در طول گام‌های متفاوت (۲۰-۷۳ سانتی‌متر)

نمودار احتمال موفقیت اجرای حرکت و احتمال سقوط نرمالایز شده برای فرد مشخص در طول گام‌های متفاوت در شکل (۸) نشان داده شده است.



شکل (۸) - تابع احتمال موفقیت اجرای حرکت و احتمال سقوط نرمالایز شده برای طول گام‌های مختلف (۲۰-۷۳ cm)

از اهداف بهینه‌سازی حرکت در طول فاز تک‌تکیه‌گاهی می‌توان به کمینه کردن گشتاور عمل‌گر و یا مصرف انرژی، سطح تحریک ماهیچه‌ای و تغییرات تحریک و بیشینه کردن تعادل اشاره کرد. نمودار تابع هزینه‌ی نرمالایز شده برای شخص مورد نظر که برابر با مجموع کار مثبت، هزینه‌ی تحریک و تغییرات تحریک می‌باشد، در طول گام‌های مختلف در شکل (۹) نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود با افزایش طول گام، هزینه‌ی کل افزایش می‌یابد. بررسی حرکت



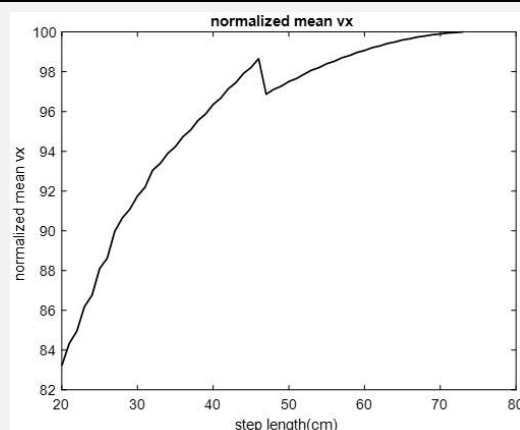
شکل (۱۳) - تابع مجموع وزن دار تابع هزینه‌ی مربوط به میانگین سرعت مرکز جرم مدل نرمالایز شده و تابع احتمال سقوط به منظور یافتن طول گام بهینه (۴۶ سانتی‌متر)

۴- نتیجه‌گیری

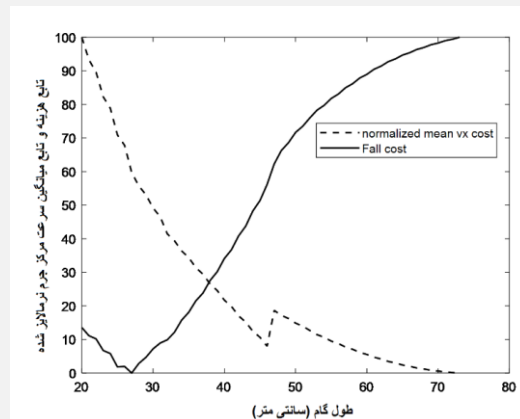
یکی از مهم‌ترین مسائل در بررسی سیکل راه رفتن، توجه به حفظ تعادل و پایداری در هنگام حرکت می‌باشد. از دست دادن پایداری وضعی ممکن است عواقب بالقوه‌ی جدی داشته باشد، از این رو آنالیز کامل برای حفظ تعادل و پیش‌بینی و حذف احتمال سقوط لازم و ضروری به نظر می‌رسد. بنابراین در این پژوهش، به منظور پیش‌بینی و حفظ یک وضعیت پایدار دینامیکی، یک معیار اندازه‌گیری پایداری جدید که بیان‌گر وضعیت تعادل دینامیکی می‌باشد، ارائه شده است. این معیار یک عدد را به یک مسیر حرکت در سیکل راه رفتن بر پایه‌ی احتمال موفقیت اجرای حرکت از نظر دینامیکی در به پایان رساندن فاز پرواز و عدم افتادن و از دست رفتن تعادل نسبت می‌دهد. احتمال موفقیت دینامیکی راه رفتن، روی یک مدل هفت عضوی با جرم گسترده مدل‌سازی و محاسبه شده است. همچنین با توجه به اهمیت حفظ حداکثری تعادل در کنار تامین قیدهای سینماتیک و توجه به انرژی مصرفی، سطح تحریک ماهیچه‌ای و تغییرات تحریک، طول گام بهینه با در نظر گرفتن وزن‌هایی برای توابع احتمال موفقیت اجرای حرکت و مصرف انرژی، محاسبه شده است. در این پژوهش، طول گام بهینه با در نظر گرفتن قید حداکثر کمیت تعادل برای یک فرد با قد و وزن ۱۸۷ سانتی‌متر و ۹۲ کیلوگرم برابر با ۲۷ سانتی‌متر به دست آمده است. یکی از عوامل تاثیرگذار در حفظ تعادل، سرعت راه رفتن است. هر چه میانگین سرعت مرکز جرم افزایش یابد، احتمال حفظ تعادل کم‌تر خواهد شد، از این رو به منظور در نظر گرفتن ماکسیمم سرعت میانگین مرکز جرم در کنار حفظ تعادل حداکثری و با در نظر گرفتن وزن‌های برابر، طول گام بهینه برابر با ۴۶ سانتی‌متر محاسبه شده است.

یکی دیگر از عوامل موثر در حفظ تعادل، سرعت فرد راه رونده یا به عبارت دیگر سرعت مرکز جرم فرد می‌باشد. از آن‌جا که هر چه میانگین سرعت مرکز جرم افزایش یابد احتمال حفظ تعادل کم‌تر خواهد شد، به منظور در نظر گرفتن ماکسیمم سرعت میانگین مرکز جرم در کنار حفظ تعادل حداکثری و با در نظر گرفتن وزن‌های برابر، طول گام بهینه محاسبه شده است. نمودار سرعت میانگین مرکز جرم در طول گام‌های متفاوت در شکل (۱۱) نشان داده شده است. با توجه به این‌که مدت زمان سیکل راه رفتن در تمامی طول گام‌ها یکسان است، با افزایش طول گام، سرعت نیز افزایش خواهد یافت.

تابع هزینه‌ی مربوط به میانگین سرعت مرکز جرم مدل نرمالایز شده و تابع احتمال سقوط به منظور یافتن طول گام بهینه، در شکل (۱۲) نشان داده شده که میانگین این دو تابع به عنوان تابع هدف انتخاب شده و با در نظر گرفتن وزن برابر با ۰/۵، طول گام بهینه برابر با ۴۶ سانتی‌متر به دست آمده است (شکل ۱۳). بدیهی است که با تغییر وزن در نظر گرفته شده برای هر کدام از توابع، طول گام بهینه مقدار متفاوتی خواهد داشت.



شکل (۱۱) - تابع میانگین سرعت مرکز جرم مدل نرمالایز شده در طول گام‌های متفاوت (۲۰-۷۳ سانتی‌متر)



شکل (۱۲) - تابع هزینه‌ی میانگین سرعت مرکز جرم مدل نرمالایز شده و تابع احتمال سقوط برای یافتن طول گام بهینه

۶- مراجع

- [17] M. Honarvarmahjoobin, M. Nakashima, "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) (2013) 180-196.
- [18] M.H. Honarvar, M. Nakashima, "A new measure for upright stability," *Journal of biomechanics*, 47(2) (2014) 560-567.
- [19] M.H. Honarvar, M. Nakashima, "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) (2013) 1186-1199.
- [20] M.H. Honarvar, "Quantifying one's mechanical ability to control upright balance based on the probability of recovery," in: 2016 23rd Iranian Conference on Biomedical Engineering and 2016 1st International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME), IEEE, 2016, pp. 193-198.
- [21] A. Goswami, "Postural stability of biped robots and the foot-rotation indicator (FRI) point," *The International Journal of Robotics Research*, 18(6) (1999) 523-533.
- [22] S.A.A. Moosavian, K. Alipour, "On the dynamic tip-over stability of wheeled mobile manipulators," *International Journal of Robotics & Automation*, 22(4) (2007) 322.
- [23] A. Takhmar, M. Alghooneh, K. Alipour, S. Ali, A. Moosavian, "MHS measure for postural stability monitoring and control of biped robots," in: 2008 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, IEEE, 2008, pp. 400-405.
- [24] A. Goswami, V. Kallem, "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, IEEE, 2004, pp. 3785-3790.
- [25] D.A. Winter, "Biomechanics and motor control of human movement," JohnWiley & Sons, 2009.
- [26] A.V. Hill, "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle," *Proceedings of the Royal Society of London. Series B-Biological Sciences*, 126(843) (1938) 136-195.
- [27] J.W. Chow, W.G. Darling, J.G. Hay, J.G. Andrews, "Determining the force-length-velocity relations of the quadriceps muscles: III. A pilot study," *Journal of Applied Biomechanics*, 15(2) (1999) 200-209.
- [28] M.A. King, M.R. Yeadon, "Determining subject-specific torque parameters for use in a torque-driven simulation model of dynamic jumping," *Journal of Applied Biomechanics*, 18(3) (2002) 207-217.
- [1] M. Herman, E. Gallagher, V. Scott, "The evolution of senior's falls prevention in British Columbia: BC Ministry of Health Services," (2006).
- [2] P. Kannus, J. Parkkari, S. Koskinen, S. Niemi, M. Palvanen, M. Järvinen, I. Vuori, "Fall-induced injuries and deaths among older adults," *Jama*, 281(20) (1999) 1895-1899.
- [3] V.Scott, B.Wagar, A.Sum, S.Metcalf, L.Wagar, "A public health approach to fall prevention among older persons in Canada," *Clinics in geriatric medicine*, 26(4) (2010) 705-718.
- [4] G.H.G .Dyson, "The Mechanics of Athletics," Holmes & Meier Publishers, New York, (1977).
- [5] G.A. Borelli, "On the Movement of Animals," Springer, (1989).
- [6] A. Patla, J. Frank, D. Winter, "Assessment of balance control in the elderly: major issues," *Physiotherapy Canada*, 42(2) (1990) 89-97.
- [7] A.D. Kuo, "An optimal control model for analyzing human postural balance," *IEEE transactions on biomedical engineering*, 42(1) (1995) 87-101.
- [8] D.A. Winter, "ABC (anatomy, biomechanics and control) of balance during standing and walking," Waterloo Biomechanics, 1995.
- [9] D.A. Winter, "Human balance and posture control during standing and walking," *Gait & posture*, 3(4) (1995) 193-214.
- [10] S. Bottcher, "Principles of robot locomotion," in: Proc. Human Robot Interaction Seminar, 20.۰۶
- [11] H. Elftman, "Biomechanics of muscle: with particular application to studies of gait," *JBJS*, 48(2) (1966) 363-377.
- [12] M. Vukobratovic, A.A. Frank, D. Juricic, On "the stability of biped locomotion," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (1), (1970) 25-36.
- [13] Y.-C. Pai, J. Patton, "Center of mass velocity-position predictions for balance control," *Journal of biomechanics*, 30(4) (1997) 347-354.
- [14] K. Iqbal, Y.-C. Pai, "Predicted region of stability for balance recovery: motion at the knee joint can improve termination of forward movement," *Journal of biomechanics*, 33(12) (2000) 1619-1627.
- [15] A. Hof, M. Gazendam, W. Sinke, "The condition for dynamic stability," *Journal of biomechanics*, 38(1) (2005) 1-8.
- [16] A.L. Hof, C. Curtze, "A stricter condition for standing balance after unexpected perturbations," *Journal of biomechanics*, 49(4) (2016) 580-585.

[30] N. Sekiya, H. Nagasaki, H. Ito, T. Furuna, "Optimal walking in terms of variability in step length," *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26(5), (1997) 266-272.

[29] D.E. Anderson, M.L. Madigan, M.A. Nussbaum, "Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb," *Journal of biomechanics*, 40(14) (2007) 3105-3113 .