

## Dynamic balance Evaluation of the Seven-link Model in Single Support Phase of Walking based on probability of realization

Mahdie Termeh<sup>1</sup>, Afshin Ghanbarzadeh<sup>2\*</sup>, Mohammad Hadi Honarvar<sup>3</sup>, Kourosh Heidari Shirazi<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Ph.D Student, Faculty of Engineering, Shahid Chamran University of Ahvaz, Ahvaz, Iran

<sup>2</sup>Assistant Professor, Faculty of Engineering, Shahid Chamran University of Ahvaz, Ahvaz, Iran

<sup>3</sup>Assistant Professor, Faculty of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

<sup>4</sup>Professor, Faculty of Engineering, Shahid Chamran University of Ahvaz, Ahvaz, Iran

Receipt in the Online Submission System: 30/7/2019, Received in Revised Form: 8/12/2019, Accepted: 9/12/2019

### 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 of 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.

**Key words:** *Probability of dynamic Success, Motion realization, Single support Phase, gait cycle, Step Length.*

### \*Corresponding author

**Address:** Faculty of Engineering, Shahid Chamran University of Ahvaz, P.O.Box: 11365-9567, Ahvaz, Iran

**Tel:** +98-61-33330011

**Fax:** +98-61-33336642

**E-mail:** Ghanbarzadeh.A@scu.ac.ir



## بررسی تعادل دینامیکی راه رفتن با استفاده از مدل هفت عضوی در فاز تک تکیه گاهی بر اساس احتمال تحقق

مهديه ترمه<sup>۱</sup>، افشین قنبرزاده<sup>۲\*</sup>، محمد هادی هنرور<sup>۲</sup>، کورش حیدری شیرازی<sup>۴</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران، mahdie.termeh@gmail.com، ۰۹۱۳۲۵۵۹۷۳۵  
<sup>۲</sup> استادیار، دانشکده مهندسی، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران، Ghanbarzadeh.A@scu.ac.ir، ۰۹۱۶۶۴۵۳۴۹۰  
<sup>۳</sup> استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران، HadiHonarvar@yazd.ac.ir، ۰۹۱۲۷۹۸۱۲۰۷  
<sup>۴</sup> استاد، دانشکده مهندسی، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران، k.shirazi@scu.ac.ir، ۰۹۱۲۱۴۳۳۱۷۸

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۸/۵/۸، بازنگری: ۱۳۹۸/۹/۱۷، پذیرش قطعی: ۱۳۹۸/۹/۱۸

### چکیده

کنترل تعادل یک هدف زمینه ای در فعالیت های وضعیت ایستاده بدن است و پایش، تحلیل و دخالت به منظور بهبود آن، موضوع بخشی از پژوهش های حوزه بیومکانیک حرکات انسان قرار گرفته است. در مطالعات با رویکرد کمی مربوط به تعادل انسان، دانستن اینکه مقدار تعادل از نظر عددی در یک وضعیت بدن یا هر لحظه در طول یک مسیر حرکت چقدر است، ضروری می باشد. این پژوهش یک معیار کمی جدید برای بیان میزان پایداری وضعیت در طول سیکل راه رفتن پیشنهاد می کند. مبنای این معیار کمی احتمال تحقق یا موفقیت دینامیکی در به پایان رساندن فاز پرواز بدون از دست رفتن تعادل و بدون شروع فرآیند زمین خوردن است. احتمال موفقیت دینامیکی راه رفتن روی یک مدل هفت عضوی با جرم گسترده مدل سازی و محاسبه شده است. در این مطالعه حرکت در این فاز بصورت حرکتی بهینه با توجه به حفظ حداکثری تعادل در کنار تأمین قیود سینماتیک و توجه به انرژی مصرفی و سطح تحریک ماهیچه ای و تغییرات تحریک محاسبه شده است که به صورت در نظر گرفتن وزن هایی برای احتمال موفقیت اجرای حرکت و مصرف انرژی و به دست آوردن طول گام بهینه می باشد، به صورتی که هم قید تعادل حداکثری و هم مصرف انرژی حداقل لحاظ شده باشد. برای مثال، طول گام بهینه با در نظر گرفتن قید حداکثر کمیت تعادل برای یک فرد با قد و وزن ۱۸۷ سانتیمتر و ۹۲ کیلوگرم در طول گام ۲۷ سانتیمتر به دست آمد. یکی از عوامل تاثیر گذار در حفظ تعادل سرعت راه رفتن می باشد. توجه به این نکته که هرچه میانگین سرعت مرکز جرم افزایش یابد احتمال حفظ تعادل کمتر خواهد شد، لذا به منظور در نظر گرفتن ماکزیمم سرعت میانگین مرکز جرم در کنار حفظ تعادل حداکثری، طول گام بهینه ۴۶ سانتی متر محاسبه گردیده است. کلیدواژه‌ها: احتمال موفقیت دینامیکی، اجرای حرکت، فاز تک تکیه گاهی، سیکل راه رفتن، طول گام.

\*نویسنده مسئول

نشانی: گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران، کد پستی ۶۱۳۵۷۸۵۳۱۱

تلفن: ۰۱۱۳۳۳۳۰۰۱۱(۶۱)۹۸+

دورنگار: ۰۱۱۳۳۳۳۶۶۴۲(۶۱)۹۸+

پست الکترونیکی: Ghanbarzadeh.A@scu.ac.ir



## ۱- مقدمه

در حرکت با وضعیت ایستاده<sup>۱</sup> حدود دو سوم جرم بدن انسان در ارتفاع حدود دو سوم ارتفاع کل بدن وی قرار دارد، پس وضعیت ایستاده به لحاظ دینامیکی ذاتاً ناپایدار است و لازم است یک حلقه کنترلی دائماً وضعیت ایستاده را پایش کرده و کنترل کند. اختلال در عملکرد کنترلر در هر یک از مراحل حس، پردازش، و اجرای فرمان، ممکن است منجر به از دست رفتن تعادل ایستاده<sup>۲</sup> و زمین خوردن شود، که عواقب شناخته شده‌ای دارد [۱-۳]. بنابراین حفظ تعادل یک هدف اصلی زمینه‌ای در همه حرکت‌های وضعیت ایستاده انسان است. در طراحی یک حرکت راه رفتن، چه برای توان‌بخشی پاتولوژی‌های سیستم عصبی-عضلانی، چه برای ساخت ابزارهای فعال کمکی مانند اورتزها و برون‌پوش‌ها، چه برای ماشین‌های راه رونده مانند ربات‌های دو پا، 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، مورد نیاز است و پژوهش‌های متعددی در جهت رفع این نیاز تلاش کرده‌اند.

بررسی پایداری در دو حالت پایداری استاتیکی و پایداری دینامیکی صورت می‌گیرد. پایداری استاتیکی در حالت سکون و یا حرکت با شتاب کم تعریف می‌گردد. بر این اساس، یک مکانیزم در صورتی پایدار است که تصویر مرکز ثقل<sup>۳</sup> آن بر سطح افقی از چند ضلعی تکیه‌گاهی<sup>۴</sup> که توسط نقطه اثر کف پاها تشکیل می‌شود، بیرون نیافتد. بر طبق این معیار اگر تصویر مرکز جرم ربات در هر لحظه حرکت، درون چند ضلعی تکیه‌گاهی ربات قرار گیرد، حرکت ربات پایدار می‌باشد و کوتاه‌ترین فاصله از لبه چند ضلعی تکیه‌گاهی برای نشان دادن اینکه این حالت چقدر تعادل دارد استفاده می‌شود [۴-۹].

این معیار مربوط به سیستم‌هایی است که برای حفظ پایداری تصویر مرکز جرم خود را دائماً درون چند ضلعی تکیه‌گاهی نگه می‌دارند. اما در سیکل راه رفتن انسان و ربات‌های دو پا به دلیل اینکه چندضلعی تکیه‌گاهی در فازهای دو تکیه‌گاهی و تک تکیه‌گاهی متفاوت است مرکز جرم ربات باید در لحظه تغییر فازهای حرکتی از درون یک چندضلعی، به چندضلعی

دیگر انتقال یابد (در این لحظه به دلیل وجود نیروهایی که باعث نوسان پای نوسان‌کننده می‌شوند تعیین مرکز جرم ربات 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 این تعریف برای پایداری اعتباری ندارد و باید از مفهوم پایداری دینامیکی برای راه رفتن با سرعت معمول استفاده شود. وقتی مرکز جرم سرعت رو به جلو و یا رو به عقب به اندازه کافی بزرگ دارد، معیار قرار گرفتن تصویر عمودی مرکز جرم در ناحیه چند ضلعی تکیه‌گاهی معتبر نمی‌باشد و می‌بایست تاثیر سرعت مرکز جرم نیز در نظر گرفته شود. چه بسا که تصویر عمودی موقعیت مرکز جرم خارج از چند ضلعی تکیه‌گاهی باشد اما سرعت رو به جلوی آن باعث حفظ تعادل گردد. نتیجه پژوهش‌های انجام شده در این زمینه منجر به ارائه معیاری برای پایداری دینامیکی به نام معیار نقطه ممان صفر<sup>۵</sup> گردید. این معیار اولین بار در سال ۱۹۳۸ توسط الفمن برای بررسی‌های بیومکانیک انسان ارائه شد [۱۱]، اما توسعه آن برای ربات‌های دو پا به کارهای وکوبراتویچ در سال ۱۹۷۰ باز می‌گردد [۱۲]. در ادامه پای و همکاران یک ناحیه قابل قبول برای پایداری در صفحه سرعت-موقعیت به دست آوردند [۱۳، ۱۴] که بعدها توسط هاف و همکاران به صورت تعریف موقعیت مرکز جرم تعمیم یافته<sup>۶</sup> فرمول بندی شد که بیان می‌کند برای پایداری دینامیکی می‌بایست موقعیت مرکز جرم تعمیم یافته در محدوده چند ضلعی تکیه‌گاهی قرار گیرد که موقعیت مرکز جرم تعمیم یافته به صورت ترکیب خطی از موقعیت افقی تصویر عمودی مرکز جرم و مشتق آن نسبت به زمان تعریف شده است [۱۵، ۱۶]. هاف هم چنین کوتاه‌ترین فاصله موقعیت مرکز جرم تعمیم یافته از مرزهای محدوده چند ضلعی تکیه‌گاهی که کمیتی است به نام حاشیه پایداری<sup>۷</sup> را به عنوان معیاری برای پایداری در نظر گرفته است. با این حال، حاشیه پایداری به "امکان" حفظ تعادل یا "ایمنی" در حالت یا مسیر حرکت مفاصل به خوبی ارتباط ندارد. حاشیه پایداری ممکن است برای یک حالت بسیار کوچک باشد، در حالی که بسیار امن است. معکوس آن نیز امکان‌پذیر است. حاشیه پایداری بالا لزوماً بیانگر موقعیت بسیار پایدار نیست. یک روش برای محاسبه ریسک افتادن در یک موقعیت و سرعت مشخص مرکز جرم توسط

۵. Zero Moment Point (ZMP)  
6. Extrapolated center of mass  $X_{COM}$   
7. Margin of stability (MOS)

۱. Upright posture  
2. upright balance  
۳. Center of Mass (COM)  
۴. Base of Support (BOS)

داده شده است که چگونه امکان حفظ یا بازگرداندن تعادل در آن مسیر امکان پذیر است. هم چنین بیان کننده اینکه این مسیر مشخص چقدر احتمال حفظ تعادل دارد و بیانگر میزان موفقیت در پیمودن این مسیر مشخص نیز می باشد.

## ۲- مدل

در این پژوهش از یک مدل صفحه ای از انسان در صفحه سجیتال استفاده شده است که این مدل هفت عضوی که شامل سر و دست ها و تنه (Body: B)، دو ران راست و چپ، دو ساق راست و چپ، و دو پای راست و چپ هستند که در مفاصل لولایی ساده لگن راست و چپ و دو زانوی راست و دو مچ راست و چپ به هم مفصل شده اند. دو مفصل لگن بر هم منطبقند و مفاصل ران، زانو و مچ مطابق شکل ۱ می باشند. مفاصل به کار رفته از نوع چرخشی در نظر گرفته شده است. فرض می شود که حرکت در صفحه سجیتال (طولی) اتفاق می افتد. در فاز تک تکیه گاهی راه رونده به صورت یک زنجیره سینماتیکی باز (ربات سری) عمل می کند.

برای شبیه سازی راه رفتن انسان، مدل انتخاب شده باید از مشخصات فیزیکی مناسبی برخوردار باشد. برای این منظور در این پژوهش از یک مدل آنتروپومتریکی<sup>۱۲</sup> استفاده شده است. در این مدل که بوسیله وینتر ارائه گردیده است [۲۵]، متوسط طول و جرم اعضا، نسبت به قد و جرم کل بدن فرد تخمین زده شده است و مشخصات مدل آنتروپومتریکی نسبت به وزن و ارتفاع فرد در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱: مشخصات مدل آنتروپومتریکی نسبت به وزن و

ارتفاع فرد [۶]

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

هنرور و ناکاشیما ارائه شده است که با استفاده از یک مدل مکانیکی ساده به ارائه ایده ریسک شروع افتادن پرداخته و یک معیار جدید برای پایداری وضعی در حالت ایستاده و بدون حرکت بر پایه احتمال پیشنهاد داده است [۱۷-۲۰]. یکی دیگر از معیارهای بررسی پایداری حرکت، معیار شاخص چرخش پا<sup>۸</sup> نام دارد. شاخص چرخش پا نقطه ای است داخل یا خارج از ناحیه 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 ناحیه تماس باشد آنگاه دوران اتفاق افتاده و حرکت ناپایدار خواهد بود. می توان فاصله این نقطه تا نزدیک ترین مرکز ناحیه تماس پا و زمین را به عنوان معیاری برای حد پایداری در نظر گرفت [۲۱].

یکی دیگر از معیارهای پایداری، معیار پایداری لحظه ای<sup>۹</sup> است که برای روبات های دو پا توسط موسویان و عالی پور ارائه شده است [۲۲]. تخمار و همکاران نسخه توسعه داده شده این معیار را برای ربات های چرخ دار ارائه نموده اند [۲۳]. مزیت این معیار نسبت به معیار نقطه ممان صفر حساسیت بیشتر نسبت به ارتفاع مرکز جرم و هم چنین تخمین جهت دوران ربات در حالت ناپایداری می باشد. معیار نرخ مومنتم زاویه ای صفر<sup>۱۰</sup> نیز که با در نظر گرفتن تغییرات مومنتم زاویه ای حول مرکز جرم، پایداری را بررسی می کند، توسط گوسامی و کالمن ارائه و مورد بررسی قرار گرفته است [۲۴]. در اکثریت کارهای انجام شده بر اساس حداقل مومنتم ممکن برای بر هم زدن تعادل، معیاری را برای پایداری در نظر می گیرند با در نظر گرفتن اینکه ممکن است همیشه شخص در معرض ضربه نباشد ولی نوساناتی کوچک در هنگام راه رفتن در شخص رخ بدهد، لذا در این پژوهش به معرفی معیاری نوین که به محاسبه احتمال اینکه شخص بر اساس قدرت متوسط خود بتواند از عهده نوسانات برآید و بتواند تعادل خود را بازیابی کند، پرداخته شده است. در این پژوهش هدف ارائه معیار کمی برای ارزیابی احتمال حفظ پایداری در مسیر خاص با یک طول گام مشخص، می باشد و سعی شده است با ارائه روشی نوین به بهبود معیارهای موجود، با استفاده از رویکردهای احتمالاتی بپردازد و موفقیت اجرای حرکت را با یک معیار کمی بسنجد و این روش احتمال موفقیت اجرای حرکت<sup>۱۱</sup> نامیده شده است و با نسبت دادن مقدار بین ۰ (بسیار ناپایدار) و ۱ (بسیار پایدار) به یک مسیر مشخص توضیح

۱۲. Anthropometric

۱۳.  $R_g =$

Radius of Gyration based on Length of the link

8. Foot Rotation Indicator (FRI)

9. Moment Height Stability (MHS)

10. Zero Rate Angular Momentum

11. Probability of motion realization (POMR)

## ۲-۱ یافتن موقعیت مفاصل در هر لحظه به روش داده

## برداری

در این روش، از داده‌هایی استفاده شد که به کمک آنالیز حرکت سه بعدی<sup>۴</sup> از چرخه‌ی راه رفتن به دست آمده است. در این مطالعه جهت ثبت اطلاعات کینماتیکی سیکل راه رفتن، از سیستم ثبت تصویر اوبتی تراک<sup>۱۵</sup> استفاده شد. این سیستم ثبت تصویر اپتی ترک مدل D12-Due و ورژن ۱۲۰ می باشد. از ۲ دوربین تشکیل شده که در یک مجموعه هستند و به صورت سه بعدی تمام موقعیت‌های مارکرها را مشخص می کند که تنها تفاوت آن با دوربین‌های ۸ دوربینه و ۱۲ دوربینه امکان گم شدن مارکرها در موقعیت‌های پیچیده است که در راه رفتن معمولی این مشکل به ندرت پیش می آید. فرکانس نمونه برداری آن ۱۲۰ هرتز می باشد. سیستم مذکور این قابلیت را دارد تا تصاویر را به صورت سه بعدی با وضوح VGA ثبت نماید. هم چنین امکان تنظیم سرعت ثبت تصاویر تا ۱۲۰ فریم بر ثانیه و داشتن خطایی کمتر از یک میلی‌متر، از دیگر قابلیت‌های این سیستم ثبت حرکت می باشد.

این دستگاه یک پرتوی فرورسرخ به شیء مورد نظر می تاباند. در اثر بازتابش این پرتو از روی نه نشانگر<sup>۶</sup> نصب شده بر روی الف (وسط سینه، ب) برجستگی بزرگ ران، ج) اپی‌کندیل خارجی زانو، د) قوزک خارجی و ع) انگشت کوچک هر دو پا به منبع، می توان موقعیت آنها را در فضای سه بعدی و در نتیجه نحوه ی حرکت را به دست آورد. این دوربین در فاصله ۲ متری روبروی تردمیل و بر روی پایه ای در ارتفاع ۱/۵ متری آزمودنی قرار گرفته است. جامعه آماری آزمودنی‌ها در این مطالعه را مردان جوان تشکیل دادند. سن آزمودنی‌ها بین ۱۹ الی ۶۰ سال بود. میانگین وزنی آنها در محدوده ۷۰-۷۵ کیلوگرم می باشد و میانگین قد همه آزمودنی‌ها ۱۷۵ سانتی متر می باشد. همه شرکت کنندگان از نظر جسمانی و روانی تندرست بودند. پس از انجام آزمون و گرفتن تصویر از آزمودنی‌ها، نوبت به پردازش تصاویر خام و تبدیل آن‌ها به داده‌های مناسب برای تحلیل بیومکانیکی می‌رسد. برای این منظور از نرم‌افزار متیو<sup>۱۷</sup> که مخصوص پردازش تصاویر حاصل از سیستم ثبت حرکت اوبتی-ترک است، استفاده شد. در این مطالعه، از نرم‌افزار متلب نسخه R2018a، جهت ساخت مدل دینامیکی و انجام فرایند دینامیک معکوس استفاده شد. با به دست آمدن موقعیت عضو

های ران، ساق و پا در هنگام راه رفتن، زاویه ی بین این عضو ها محاسبه و استخراج گردیده، به عنوان داده ی ورودی، برای حل دینامیکی سیکل راه رفتن، استفاده می شود. جهت کاهش نویز و هموارسازی اطلاعات کینماتیکی ثبت شده، می‌بایست داده‌ها فیلتر شوند. برای این منظور ابتدا از فیلتر Moving Average استفاده شد و سپس داده‌های جایجایی زاویه‌ای که با فرکانس ۱۲۰ هرتز نمونه‌برداری شده بود، به کمک فیلتر باترورث<sup>۱۸</sup> مرتبه دو، با فرکانس قطع ۲۴ هرتز هموار گردید. برای بررسی وضعیت تعادل در طول گام‌های مختلف، باید الگوی حرکتی آزمودنی‌ها بازسازی شود. برای این منظور روش-های متعددی وجود دارد که در این مطالعه از روش ایجاد پایگاه داده استفاده شد. برای ایجاد پایگاه داده، داده برداری حرکتی از راه رفتن تعدادی آزمودنی انجام گرفت. برای این منظور بعد از نصب مارکرها، با استفاده از یک دوربین استریوگرامتری، از حرکت راه رفتن نرمال آزمودنی‌ها سالم با طول گام‌های مختلف داده‌برداری شد. در نهایت حد فاصل بین الگوهای حرکتی مختلف که منجر به طول گام‌های متنوع می‌شد، درون یابی گردید و پایگاه داده ایجاد گردید.

## ۲-۲ معادلات حرکت

برای به دست آوردن معادلات حاکم بر مدل هفت عضوی از روش نیوتن اوایلر استفاده شده است. نیروی هر مفصل، نیروهای وارد به هر قطعه از قطعه پایینی تعریف می شود. نیروی واکنش زمین، نیروی وارد به پا از زمین تعریف می شود. جهت 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 تک تکیه گاهی است، حل معادلات دینامیکی مربوط به فاز تک تکیه گاهی از اهمیت بیشتری برخوردار است، که در این پژوهش، مورد بررسی قرار گرفته است. در ادامه معادلات دینامیکی حرکت که صورت کلی آن در رابطه‌ی ۱ آمده است، جهت محاسبه‌ی گشتاور نوشته و بسط داده شد.

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

در این رابطه،  $T$  بردار گشتاورهای مفاصل،  $M$  ماتریس اینرسی،  $H$  بیانگر بردارهای مرکزگرا و کوریولیس و  $G$  نیز بردار گرانش بود. قابل ذکر است که جهت بسط معادله‌ی حرکت و ساخت

17. Motive

18. Butterworth

19. SimMechanic

14. Motion Capture

15. Opti track

16. Reflective Marker

این سه قیود پا باید همواره در همه لحظات فاز تکیه ارضا باشند در غیر اینصورت فرض عدم حرکت نسبی نقطه تماس در دو جسم در فاز تکیه برقرار نیست.

#### ۴-۲ محدوده گشتاور عملگرها در یک حالت

مدلی که تولید شده به منظور شبیه سازی وابستگی نیروی ماهیچه ها به طول و سرعت تغییر طول، به موقعیت زاویه ای و سرعت زاویه ای مفصل بر پایه مدل هیل می باشد [۲۴، ۲۶-۲۹]. در این پژوهش از مدل توسعه داده شده توسط اندرسون که معادله (۵) برای محاسبه گشتاور غیر فعال نسبت به موقعیت زاویه ای مفصل و از معادله (۶) برای به دست آوردن گشتاور فعال نسبت به موقعیت زاویه ای و سرعت زاویه ای مفصل استفاده شده است [۲۹].

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

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

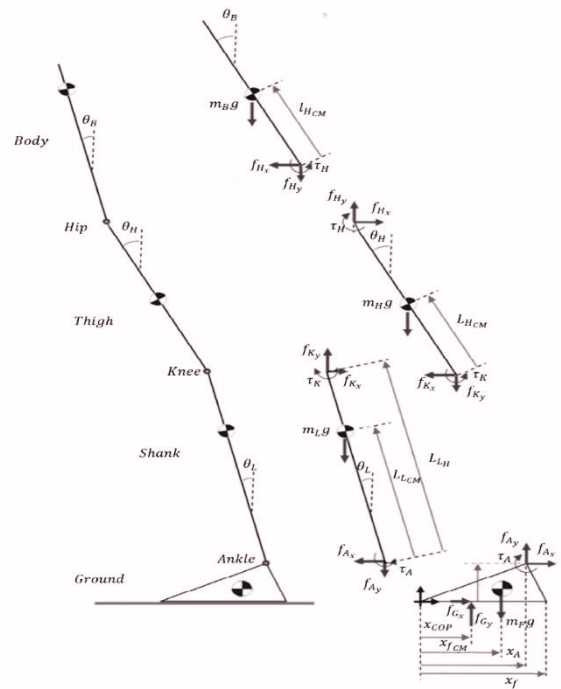
$$T_{total}(\theta, \dot{\theta}) = T_{ps}(\theta) + T_{ac}(\theta, \dot{\theta}) \quad (۷)$$

که  $C_6, C_5, C_4, C_3, C_2, C_1, K_2, K_1, B_2, B_1$  مقادیر ثابتی هستند که بوسیله اندرسون در سال ۲۰۰۷ به دست آمده اند. گشتاور کل از مجموع دو گشتاور فعال و غیر فعال به دست می آید (۷). در این زمینه کد نویسی لازم در محیط متلب برای محاسبه ماکزیمم و مینیمم گشتاور، انجام شده و برای یک طول گام مشخص و شرایط اولیه معلوم توانایی یک فرد مشخص با ضرایب معلوم به دست آمده است.

#### ۵-۲ احتمال تحقق پذیری حرکت

کارهای کمی در زمینه رویکردهای احتمالاتی در راه رفتن انجام شده است و اینکه بتوان بر اساس رویکردهای احتمالاتی، بهینه بودن تعادل یا موفقیت در اجرای حرکت را به صورت عددی بیان نمود، بسیار حائز اهمیت می باشد. در این پژوهش با حل دینامیک معکوس حرکت تعیین شده، گشتاورهای مفصلی مورد نیاز در همه زمان های بازه مورد بررسی به دست می آید که گشتاورهای مورد نیاز جهت پیمودن مسیر می باشند و سپس با استفاده از مدلی مبتنی بر مدل هیل و مقادیر به دست آمده برای متغیرهای مفصلی و تغییرات آنها و بر اساس روابط (۵-۷)

مدل دینامیکی از بخش شبیه ساز مکانیک<sup>۱۹</sup> که یکی از جعبه ابزارهای نرم افزار متلب نسخه R2018a است استفاده شد. در مدل های دینامیک معکوس، شبیه ساز مکانیک با ابزارهایی که در اختیار کاربر قرار می دهد، این امکان را بوجود آورد تا پس از ورود پارامترهای کینماتیکی و آنتروپومتریکی، معادلات دینامیکی به صورت ساده و قابل فهم اجرا شوند و پارامترهای کینماتیکی به عنوان خروجی مدل بدست آیند.



شکل ۱: مدل هفت عضوی راه رونده دو پا

#### ۳-۲ قیود پا

سه قید فیزیکی ناشی از شرایط واقعی مسأله روی پای که در فاز تکیه (stance) است وجود دارند:

مؤلفه قائم نیروی واکنش زمین باید مثبت (فشاری، رو به بالا) باشد:

$$F_{Gy} \geq 0 \quad (۲)$$

مؤلفه افقی نیروی واکنش زمین باید قابل اعمال بوسیله اصطکاک ساکن باشد:

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

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

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

لگن در نظر گرفته شده و اگر مقدار گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس منفی باشد، گشتاور ماکزیمم در جهت پلنتار فلکشن  $\tau_{OWplantarflection}$  در مفصل پا و یا اکستنشن در مفصل زانو و لگن در نظر گرفته شده است و تابع سیگموئید به صورتی طراحی شده است که مقدار تابع احتمال در حالتی که  $\tau_{AOINV}$  مساوی با  $Max_{limit}$  باشد برابر نیم و حالتی که نسبت  $tr$  معادل صفر شود مقدار یک و در حالتی نسبت  $tr$  معادل بی نهایت شود مساوی صفر گردد شکل ۲.

احتمال موفقیت اجرای حرکت را می توان به صورت سطح زیر نمودار به دست آمده از تابع سیگموئیدی احتمال موفقیت نسبت به زمان مطابق تابع (۹) در نظر گرفت.

$$probability\ function = \frac{1}{(1 + tr^4 * e^{tr-1})} \quad (8)$$

$$P = \frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} probability\ function\ dt \quad (9)$$

برای محاسبه 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 وسیله 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 مسیرهای متغیرهای مفصلی هیچ کس قادر به اعمال گشتاور مورد نیاز برای پیمودن مسیر و حفظ تعادل خود نیست و احتمالاً سقوط خواهد کرد (احتمال موفقیت اجرای حرکت پایین)، در حالی که ممکن است در برخی از مسیرهای دیگر تقریباً همه افراد قادر به کنترل تعادل خود و پیمودن مسیر می باشند (احتمال موفقیت اجرای حرکت بالا). یک مقدار پایداری کمی وضعیت باید به هر مسیر اختصاص یابد تا نشان دهد که هر مسیر از لحاظ ایمنی در حفظ تعادل چقدر خوب است. در پیمودن مسیر مشخص هر فرد باید تلاش کند تا از شروع سقوط جلوگیری کند. حتی تحت یک واکنش کامل، بعضی از افراد موفق خواهند بود و برخی نیز تعادل خود را از دست خواهند داد و این به قدرت بدنی هر فرد بستگی دارد.

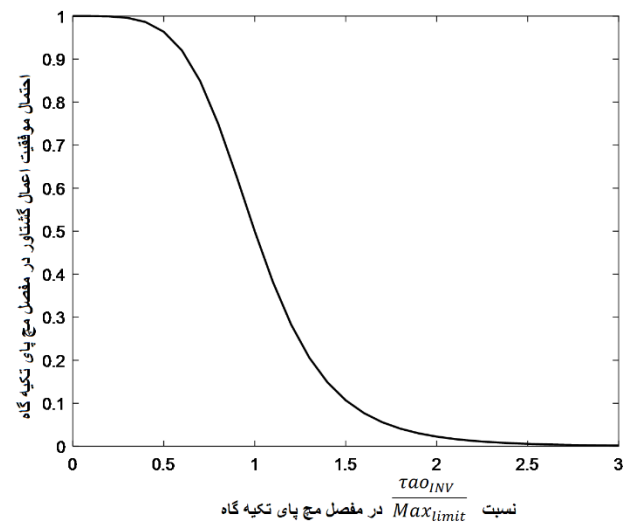
### ۳- یافته ها و بحث

به منظور روشن شدن بیشتر بحث مثال زیر را در نظر می گیریم. 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 تکیه گاه و پرواز

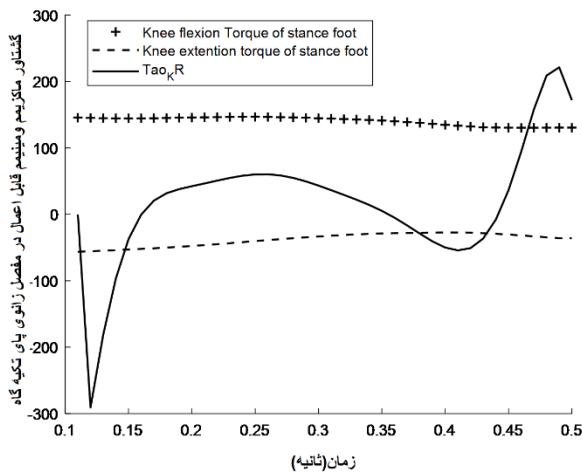
محدوده گشتاور اعمالی در همه زمان های بازه مورد بررسی، به دست آورده می شود و در ادامه نسبت گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس به گشتاور به دست آمده بر اساس مدل توسعه داده شده اندرسون را به دست آورده و در پایان احتمال اعمال گشتاور به صورت تابعی سیگموئیدی<sup>۲۰</sup> از این نسبت به دست آمده، محاسبه می شود. با فرض اینکه وقتی مقدار گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس مساوی مقدار گشتاور به دست آمده از مدل توسعه داده شده اندرسون می شود، یا به عبارتی نسبت گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس به گشتاور به دست آمده بر اساس مدل توسعه داده شده اندرسون مساوی یک باشد، احتمال توانایی برای اعمال این گشتاور توسط فرد مزبور ۵۰ درصد در نظر گرفته شده است که هرچه این مقدار گشتاور از گشتاور مدل هیل کمتر باشد و نسبت آن کوچک تر از یک باشد، این احتمال به سمت یک و هر چه گشتاور لازم برای پیمودن مسیر از گشتاور قابل اعمال توسط فرد بیشتر باشد (در نسبت های بزرگتر از یک) این احتمال به سمت صفر میل می کند. شکل ۲.

### شکل ۲: تابع سیگموئید برای محاسبه احتمال موفقیت اجرای حرکت

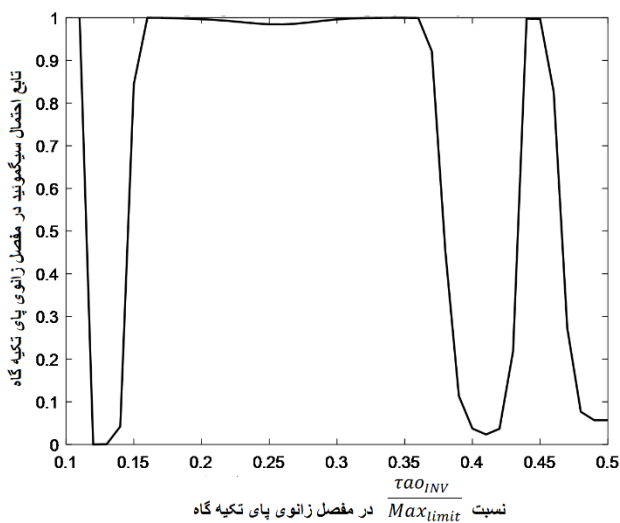
تابع احتمال سیگموئید به صورت تابعی از نسبت گشتاور به



دست آمده از روش دینامیک معکوس به گشتاور به دست آمده از معادلات اندرسون ( $tr = \frac{\tau_{AOINV}}{Max_{limit}}$ ) در نظر گرفته شده است و از رابطه (۸) به دست می آید. اگر مقدار  $\tau_{AOINV}$  مثبت باشد  $Max_{limit}$  گشتاور ماکزیمم در جهت درسی فلکشن  $\tau_{OWdorsiflection}$  در مفصل پا و یا فلکشن در مفصل زانو و



شکل ۳: نمودار مربوط به گشتاور ماکزیمم (خطوط ++ و مینیمم (خطوط --) محاسبه شده مفصل زانوی پای تکیه گاه، قابل اعمال توسط فرد مشخص و با معیار اندرسون و گشتاور به دست آمده از دینامیک معکوس (خط ممتد) مقدار احتمال موفقیت اجرای حرکت در این مفصل که به صورت نسبت سطح زیر نمودار تابع احتمال سیگموئید به زمان طول کشیده فاز تک تکیه گاهی سیکل در نظر گرفته شده است، معادل ۰/۷۰۰۹ می باشد.



شکل ۴: تابع احتمال سیگموئید مفصل زانوی پای تکیه گاه در ادامه حالتی در نظر گرفته شده است که محدوده گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس در محدوده قابل اعمال بر اساس روابط اندرسون واقع شده است. نمودارهای مربوط به گشتاور ماکزیمم (خطوط ++ و مینیمم (خطوط --) مفصل زانوی پای پرواز، قابل اعمال توسط فرد مشخص و با معیار اندرسون و گشتاور به دست آمده از دینامیک معکوس (خط ممتد) در شکل ۵ نشان داده شده است.

مطابق شکل های به دست آمده زیر است. به دلیل حجم زیاد شکل های به دست آمده تنها به ارائه شکل های مربوط به این دو مفصل پرداخته شده است.

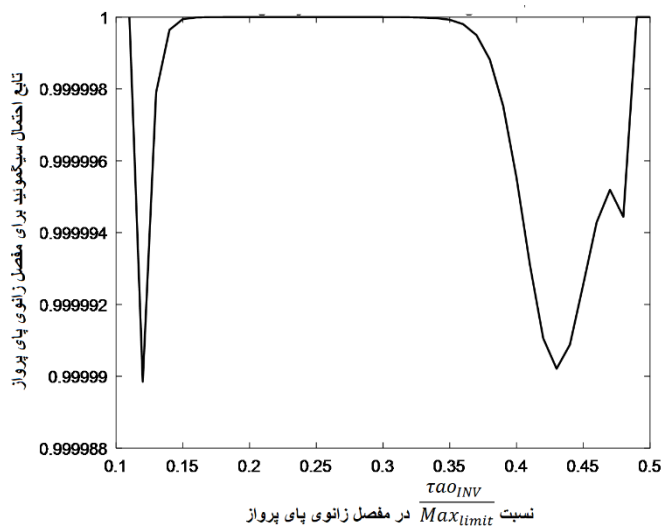
جدول ۲: مشخصات فیزیکی و اطلاعات سینماتیکی حرکت

مشخصات	مقدار
قد فرد (سانتی متر)	۱۸۷
وزن فرد (کیلوگرم)	۹۲
درصد فاز دو تکیه گاهی	۲۰٪
مدت زمان سیکل راه رفتن (ثانیه)	۱
سن	۲۰
جنسیت	مرد
طول گام (سانتی متر)	۲۰

با استفاده از روابط (۱ و ۵-۷) نمودارهای مربوط به گشتاور ماکزیمم (خطوط ++ و مینیمم (خطوط --) محاسبه شده مفصل زانوی پای تکیه گاه، قابل اعمال توسط فرد مشخص و با معیار اندرسون و گشتاور به دست آمده از دینامیک معکوس (خط ممتد) به دست آمده است شکل ۳. منظور از گشتاور ماکزیمم بیشترین گشتاور قابل اعمال در جهت فلکشن و منظور از گشتاور مینیمم ماکزیمم گشتاور در جهت اکستنشن می باشد. همان طور که در شکل ۳ مشاهده می شود در بعضی از زمان ها گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس خارج از محدوده گشتاور به دست آمده از روابط اندرسون می باشد.

تابع سیگموئید معادل به صورت تابعی از نسبت گشتاور اعمالی در زانوی پای تکیه گاه 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  $ta$  را از نسبت آن و گشتاور ماکزیمم فلکشن زانو و در موارد منفی نسبت آن را با گشتاور ماکزیمم اکستنشن زانو در نظر می گیریم. در شکل ۴ و بر اساس رابطه (۸) نمودار مربوط به تابع سیگموئید معادل در مفصل زانوی پای تکیه گاه به دست آمده است.





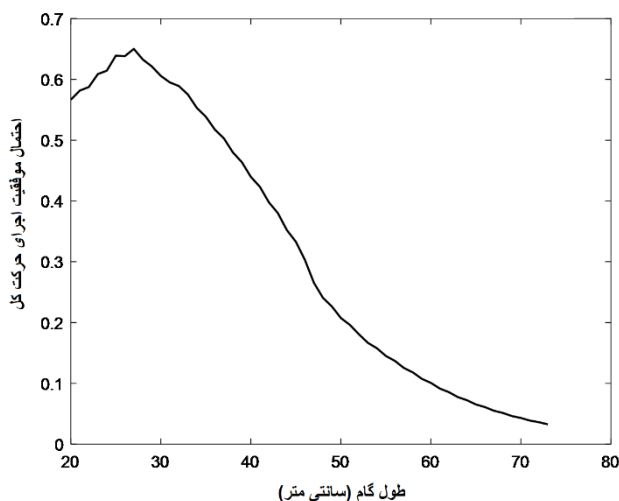
شکل ۶: تابع احتمال سیگموئید مفصل زانوی پای

پرواز

جدول ۳: احتمال موفقیت اجرای حرکت برای تمامی

مفاصل پا و زانو و لگن پای تکیه گاه و پرواز

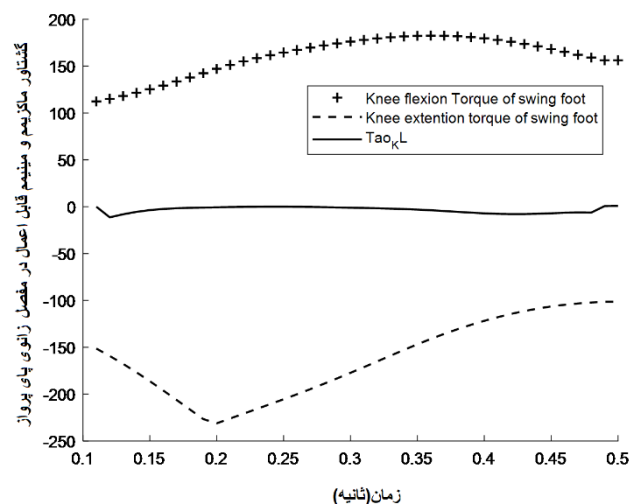
مقدار احتمال	نام مفصل
۰/۸۱	مچ پای تکیه گاه
۱	مچ پای پرواز
۰/۷۰۰۹	زانوی پای تکیه گاه
۱	زانوی پای پرواز
۰/۹۹۸۱	لگن پای تکیه گاه
۰/۹۹۹۸	لگن پای پرواز



شکل ۷: تابع احتمال موفقیت اجرای حرکت در طول گام

های متفاوت (۲۰-۷۳ سانتی متر)

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. در شکل ۶ و بر اساس رابطه (۸) نمودار مربوط به تابع سیگموئید معادل در مفصل زانوی پای پرواز به دست آمده است. مقدار احتمال موفقیت اجرای حرکت در این مفصل که به صورت نسبت سطح زیر نمودار تابع احتمال سیگموئید به زمان طول کشیده فاز تک تکیه گاهی سیکل در نظر گرفته شده است، معادل ۱ می باشد.



شکل ۵: نمودار مربوط به گشتاور ماکزیمم(++) و

مینیمم(--) محاسبه شده مفصل زانوی پای پرواز، قابل

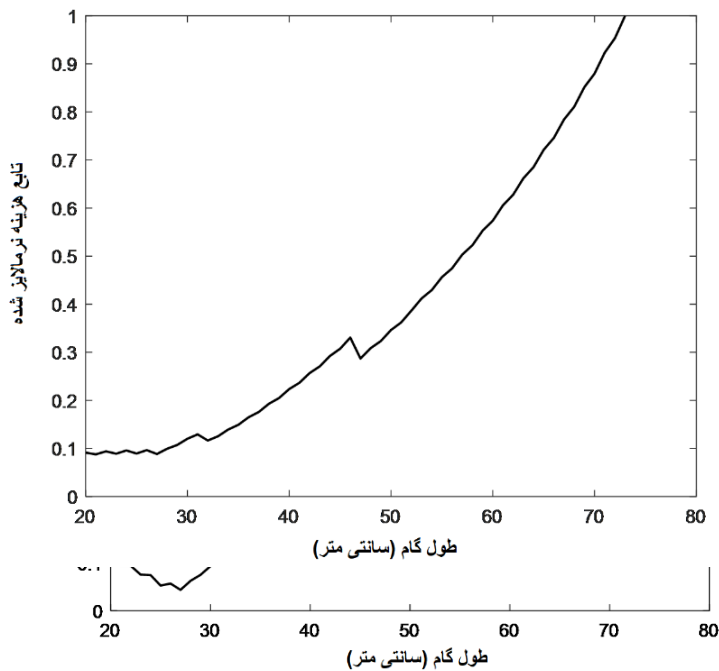
اعمال توسط فرد مشخص و با معیار اندرسون و گشتاور به

دست آمده از دینامیک معکوس(خط ممتد)

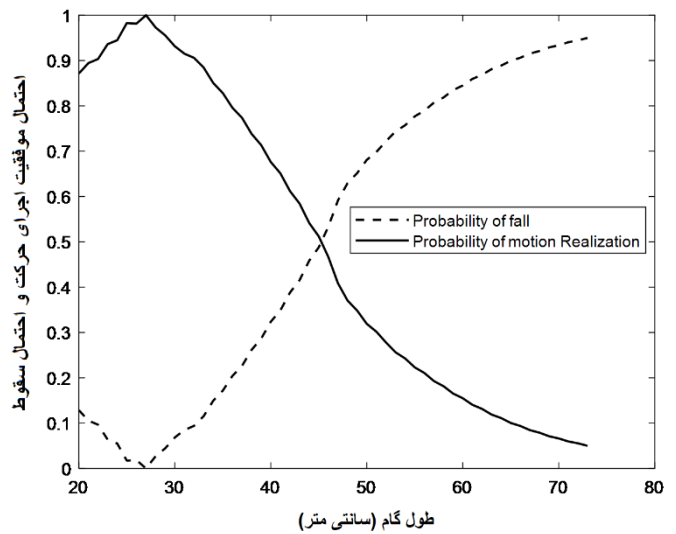
و در پایان بعد از محاسبه احتمال موفقیت اجرای حرکت برای تمامی مفاصل پا و زانو و لگن پای تکیه گاه و پرواز (جدول ۳) و با در نظر گرفتن فرض مستقل بودن احتمال تمامی مفاصل، احتمال کل را به صورت حاصل ضرب احتمال های مفاصل دو پای پرواز و تکیه گاه در نظر می گیریم که برای این مثال عدد ۰/۵۶۶۵ به دست آمده است و این عدد بیان می کند که احتمال موفقیت اجرای حرکت برای مسیر مشخص شده و با مدت زمان مشخص و درصد فاز دو تکیه گاهی معلوم معادل ۰/۵۶۶۵ می باشد.

تا به اینجا احتمال موفقیت اجرای حرکت را برای فرد مشخص با طول گام ۲۰ سانتی متر به دست آوردیم. در شکل ۷ احتمال موفقیت اجرای حرکت برای همین فرد در طول گام های مختلف (۲۰-۷۳ سانتی متر) نشان داده شده است.

که این طول گام بهینه برای مثال با مشخصات فیزیکی بیان شده در جدول ۲ می باشد که نتیجه قابل قبولی است. در کارهای دیگران طول گام در راه رفتن با سرعت راحت و طول گام انتخابی تنها با صرف حداقل انرژی برای فردی با همان مشخصات بطور متوسط ۷۲ سانتیمتر بدست آمده است [۳۰].



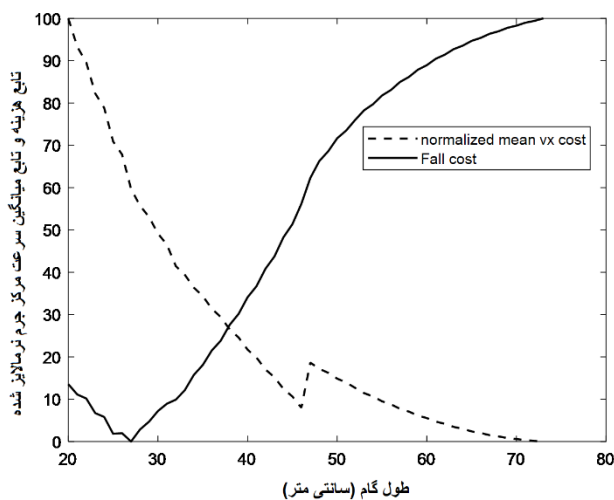
در شکل ۸ نمودار احتمال موفقیت اجرای حرکت و احتمال سقوط نرمالایز شده برای فرد مشخص در طول گام های متفاوت نشان داده شده است.



شکل ۸: تابع احتمال موفقیت اجرای حرکت و احتمال سقوط نرمالایز شده برای طول گام های متفاوت (۲۰-۷۳ سانتی متر)

شکل ۹: تابع هزینه نرمالایز شده در طول گام های متفاوت (۲۰-۷۳ سانتی متر)

شکل ۱۰: تابع مجموع وزن دار تابع هزینه نرمالایز شده و تابع احتمال سقوط به منظور یافتن طول گام بهینه (۲۷ سانتی متر)



یکی دیگر از عوامل موثر در حفظ تعادل سرعت فرد راه رونده یا عبارتی

سرعت مرکز جرم فرد می باشد. با توجه به این نکته که هرچه

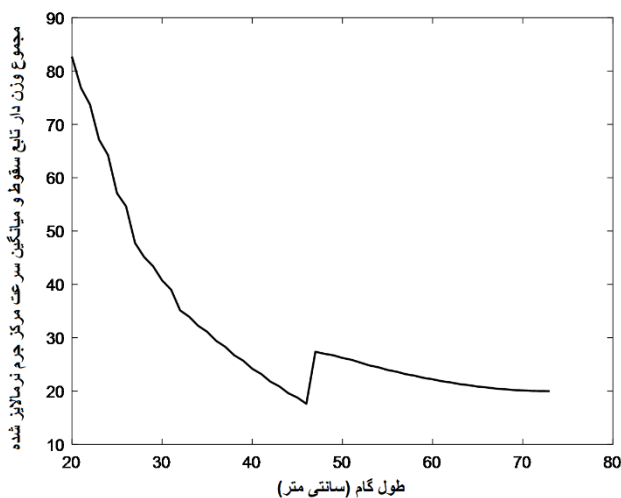
از اهداف بهینه سازی حرکت در طی فاز تک تکیه گاهی می توان کمینه کردن گشتاور عملگر و یا مصرف انرژی، سطح تحریک ماهیچه ای و تغییرات تحریک و بیشینه کردن تعادل نام برد. در شکل ۹ نمودار تابع هزینه نرمالایز شده شخص مورد نظر که مجموع کار مثبت و هزینه تحریک و تغییرات تحریک می باشد، در طول گام های متفاوت نشان داده شده است. همان طور که در نمودار مشاهده می شود با افزایش طول گام هزینه کل افزایش می یابد. بررسی حرکت راه رفتن در طی فاز تک تکیه گاهی، به علت عدم پایداری و تعادل بسیار پیچیده می باشد. در این مطالعه حرکت در این فاز بصورت حرکتی بهینه با توجه به حفظ حداکثری تعادل در کنار تأمین قیود سینماتیک و توجه به انرژی مصرفی و سطح تحریک ماهیچه ای و تغییرات تحریک محاسبه شده است که به صورت در نظر گرفتن وزن هایی برای احتمال موفقیت اجرای حرکت و مصرف انرژی و به دست آوردن طول گام بهینه می باشد، به صورتی که هم قید حداقل سقوط و هم حداقل مصرف انرژی لحاظ شده باشد. با در نظر گرفتن وزن های برابر برای توابع احتمال سقوط و هزینه نرمالایز شده که مجموع کار مثبت و هزینه تحریک و تغییرات تحریک می باشد، طول گام بهینه ای که به ازای آن مجموع تابع هزینه و احتمال سقوط مینیمم گردیده است ۲۷ سانتی متر به دست آمده که در شکل ۱۰ نشان داده شده است

شکل ۱۲: تابع هزینه مربوط به میانگین سرعت مرکز جرم مدل نرمالایز شده و تابع احتمال سقوط به منظور یافتن طول گام بهینه

شکل ۱۳: تابع مجموع وزن دار تابع هزینه مربوط به میانگین سرعت مرکز جرم مدل نرمالایز شده و تابع احتمال سقوط به منظور یافتن طول گام بهینه (۴۶ سانتی متر)

#### ۴- نتیجه گیری

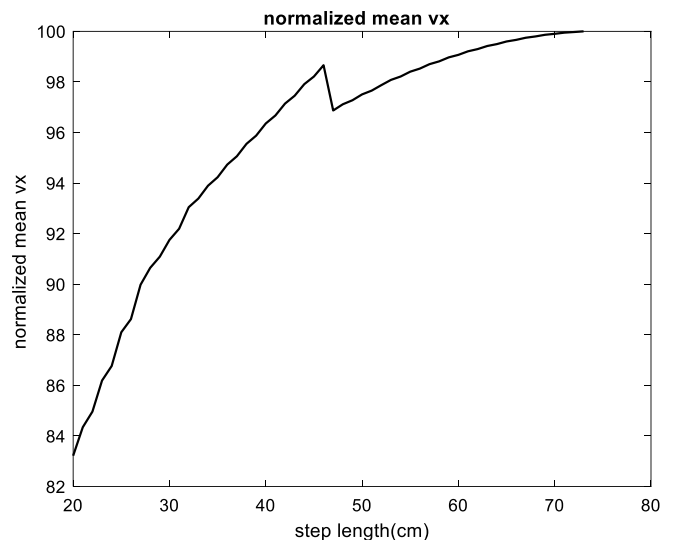
یکی از مهم ترین مسائل در بررسی سیکل راه رفتن توجه به حفظ تعادل و پایداری در حین حرکت می باشد. از دست دادن پایداری وضعی ممکن است عواقب بالقوه جدی داشته باشد که آنالیز کامل برای حفظ تعادل و پیش بینی و حذف احتمال سقوط لازم و ضروری می باشد. بنابراین در این پژوهش، به منظور پیش بینی و حفظ یک وضعیت پایدار دینامیکی یک معیار اندازه گیری پایداری جدید که بیانگر شرایط و وضعیت



تعادل دینامیکی می باشد، ارائه شده است که یک عدد را به یک مسیر حرکت مشخص سیکل راه رفتن بر پایه احتمال موفقیت اجرای حرکت از نظر دینامیکی در به پایان رساندن فاز پرواز و عدم افتادن و از دست رفتن تعادل نسبت می دهد. احتمال موفقیت دینامیکی راه رفتن روی یک مدل هفت عضوی با جرم گسترده مدل سازی و محاسبه شده است.

هم چنین با توجه به اهمیت حفظ حداکثری تعادل در کنار تأمین قیود سینماتیک و توجه به انرژی مصرفی و سطح تحریک ماهیچه‌ای و تغییرات تحریک با در نظر گرفتن وزن هایی برای توابع احتمال موفقیت اجرای حرکت و مصرف انرژی، طول گام بهینه 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 در طول گام ۲۷ سانتیمتر به

میانگین سرعت مرکز جرم افزایش یابد احتمال حفظ تعادل کمتر خواهد شد، لذا به منظور در نظر گرفتن ماکزیمم سرعت میانگین مرکز جرم در کنار حفظ تعادل حداکثری و با در نظر گرفتن وزن های برابر طول گام بهینه محاسبه گردیده است. در شکل ۱۱ نمودار سرعت میانگین مرکز جرم را در طول گام های متفاوت نشان داده شده است که با توجه به اینکه مدت زمان سیکل راه رفتن در تمامی طول گام ها یکسان می باشد، با افزایش طول گام سرعت نیز افزایش خواهد داشت.



شکل ۱۱: تابع میانگین سرعت مرکز جرم مدل نرمالایز شده

در طول گام های متفاوت (۲۰-۷۳ سانتی متر)

در شکل ۱۲ تابع هزینه که میانگین این دو تابع به عنوان تابع هدف انتخاب می گردد که با در نظر گرفتن وزن برابر با نیم طول گام بهینه ۴۶ سانتی متر به دست آمده است (شکل ۱۳). بدیهی است که با تغییر وزن در نظر گرفته برای هر کدام از توابع، طول گام بهینه متفاوت خواهد شد.

[۱۳] Y.-C. Pai, J. Patton, "Center of mass velocity-position predictions for balance control," *Journal of biomechanics*, 30(4) (1997) 347-354.

[۱۴] 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.

[۱۵] A. Hof, M. Gazendam, W. Sinke, "The condition for dynamic stability," *Journal of biomechanics*, 38(1) (2005) 1-8.

[۱۶] A.L. Hof, C. Curtze, "A stricter condition for standing balance after unexpected perturbations," *Journal of biomechanics*, 49(4) (2016) 580-585.

[۱۷] 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.

[۱۸] M.H. Honarvar, M. Nakashima, "A new measure for upright stability," *Journal of biomechanics*, 47(2) (2014) 560-567.

[۱۹] 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.

[۲۰] 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.

[۲۱] 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.

[۲۲] 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.

[۲۳] 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.

[۲۴] A. Goswami, V. Kallem, "Rate of change of angular momentum and balance maintenance of biped robots," in: IEEE International Conference on Robotics

دست آمد. یکی از عوامل تاثیر گذار در حفظ تعادل سرعت راه رفتن می باشد. توجه به این نکته که هرچه میانگین سرعت مرکز جرم افزایش یابد احتمال حفظ تعادل کمتر خواهد شد، لذا به منظور در نظر گرفتن ماکزیمم سرعت میانگین مرکز جرم در کنار حفظ تعادل حداکثری و با در نظر گرفتن وزن های برابر، طول گام بهینه ۴۶ سانتی متر محاسبه گردیده است.

## ۶- مراجع

[۱] M. Herman, E. Gallagher, V. Scott, "The evolution of senior's falls prevention in British Columbia: BC Ministry of Health Services," (2006).

[۲] 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.

[۳] V. Scott, B. Wagar, A. Sum, S. Metcalfe, L. Wagar, "A public health approach to fall prevention among older persons in Canada," *Clinics in geriatric medicine*, 26(4) (2010) 705-718.

[۴] G.H.G. Dyson, "The Mechanics of Athletics," Holmes & Meier Publishers, New York, (1977).

[۵] G.A. Borelli, "On the Movement of Animals," Springer, (1989).

[۶] A. Patla, J. Frank, D. Winter, "Assessment of balance control in the elderly: major issues," *Physiotherapy Canada*, 42(2) (1990) 89-97.

[۷] A.D. Kuo, "An optimal control model for analyzing human postural balance," *IEEE transactions on biomedical engineering*, 42(1) (1995) 87-101.

[۸] D.A. Winter, "ABC (anatomy, biomechanics and control) of balance during standing and walking," Waterloo Biomechanics, 1995.

[۹] D.A. Winter, "Human balance and posture control during standing and walking," *Gait & posture*, 3(4) (1995) 193-214.

[۱۰] S. Bottcher, "Principles of robot locomotion," in: Proc. Human Robot Interaction Seminar, 20۰۶

[۱۱] H. Elftman, "Biomechanics of muscle: with particular application to studies of gait," *JBJS*, 48(2) (1966) 363-377.

[۱۲] M. Vukobratovic, A.A. Frank, D. Juricic, "On the stability of biped locomotion," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (1), (1970) 25-36.

and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004, IEEE, 2004, pp. 3785-3790.

[۲۵] D.A. Winter, "Biomechanics and motor control of human movement," John Wiley & Sons, 2009.

[۲۶] 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.

[۲۷] 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.

[۲۸] 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.

[۲۹] 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.

[۳۰] 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.