



Evaluation of the Probability of Motion Realization by Kernel Density Estimation Method in Human Walking and Comparing it with the Criterion of Margin of Stability

Mahdie Termeh¹, Abolfazl Zare-Shahabadi^{2*}

¹PhD, Graduated, Faculty of Engineering, Shahid Chamran University, Ahwaz, Iran.

²Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Technical and Vocational University (TVU), Tehran, Iran.

ARTICLE INFO

ABSTRACT

Article Type:

Original Research

Received: 03.25.2024

Revised: 06.13.2024

Accepted: 08.14.2024

Keyword:

Kernel Density Estimation
Probability of Dynamic Success
Human Walking Stability
Single-support Phase
Gait Cycle

*Corresponding Author:

Abolfazl Zare-Shahabadi

Email: abzare@tvu.ac.ir

In studies with a quantitative approach to human walking stability, it is essential to quantitatively know how good the balance is at a body posture or every moment along a path. To predict and maintain a stable situation, it is necessary to develop a method that can measure stability and indicate the condition of dynamic balance along the path. In this paper, a new measure of postural stability was presented called the probability of motion realization based on the kernel density estimation, which assigns a value to the body motion based on the avoidance of a fall along a path. The issue of balance maintenance was examined for a population sample using a database and a motion capture technique for recording kinematic information of the gait cycle, and the probability of successful balance maintenance was calculated for the population. In addition, the probability of motion realization was calculated through a seven-link body model in all states for three age groups of men and women at different step lengths. The results were compared to the margin of stability, which is a conventional metric. The findings demonstrated that the margin of stability may be very low for a path on which most people can maintain their stability easily, whereas the probability of motion realization is high.



EXTENDED ABSTRACT

Introduction

The inability to control balance in the elderly, and considering the ageing of the population and the increase in life expectancy worldwide, forces researchers and doctors to discover more about how the body system works and its state at any moment in time. In standing motion, approximately two-thirds of a person's body mass is placed at approximately two-thirds of their total body height. Hence, this position is inherently unstable dynamically, and it is necessary to actively control balance and posture constantly by the central nervous system. To predict and maintain a stable dynamic state, it is necessary to define a stability measurement method that can express the conditions and state of dynamic balance and numerically determine the value of balance in a body position or at any moment during a movement path.

To improve the existing stability criteria, taking into account that a person may not always be subject to impact, small fluctuations may occur during walking, in this research, a new criterion was introduced to calculate the probability that a person will succeed based on the average muscle strength, to cope with fluctuations and maintain balance.

Since approximately 80% of the walking cycle is in the single support phase, solving the dynamic equations related to the single support phase is more important, which is investigated in this research. The probability of the success of movement implementation for a statistical population in three different age groups and different step lengths was calculated, and the results obtained were compared with the margin of stability criterion, stating the strengths and weaknesses of the proposed method.

Methodology

In this research, a planar model of a human in the sagittal plane was used. This model had seven parts. To check the state of balance during different steps, the movement pattern of the samples was reconstructed. For this purpose, several methods were used in this study to create a database. To create a database, movement data was taken from the walking of several subjects. In this method, the data obtained from the walking cycle using the motion recording technique was used.

Newton-Euler method was used to obtain the governing equations of the seven-link model, which was used to calculate the kinetics of the problem and calculate the torques necessary to go through the path with a certain step length in the joints.

This research proposes a new quantitative measure to express the stability of the posture during the walking cycle. The basis of this quantitative criterion was the probability of dynamic success in completing the flight phase without losing balance and without starting the landing process based on kernel density estimation. In this way, every human movement leads to the generation of paths for each of the joint variables in the wrist, knee, and hip, which was estimated by calculating the angular displacement vector and the angular velocity of the joints and by using the inverse dynamics of the torque necessary to produce the required paths. Then, the desired torque was compared with the torque that can be applied by each of the joints, and these applied torques were obtained by having the

angular displacement and angular velocity vectors of the joints and using the model based on Anderson's method. The goal was to obtain the probability of a person falling, or in other words, the probability of successful execution of the movement by comparing the torque obtained by the inverse dynamics method with the maximum range of torques that can be applied by the person.

Results and discussion

Figure 1 shows the graph obtained for the index using the margin of stability method and the probability of success in movement execution for the age group over 65 years old. The margin of stability may be very small for a numerical state; while that state is very safe, its reverse is also possible, i.e., a high stability margin does not necessarily indicate a very stable situation.

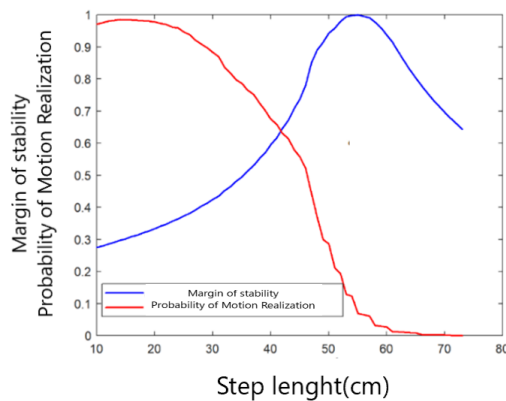


Figure 1. The criterion of the margin of stability and the probability of motion realization in the age group over 65 years old during different step lengths.

Conclusion

In this research, it was shown that in the paths where each person can maintain balance and during short steps, the magnitude of the probability of motion realization criterion showed a large number, but the measure of the margin of stability estimated small values for stability. In addition, a descending trend was observed for the measure of the probability of motion realization of the movement with increasing step length, which seems quite logical because it is easier to maintain balance during small steps. This is despite the fact that the criterion of the margin of stability increased and then decreased in relation to the step length and did not create a clear relationship with the step length.



بررسی احتمال موفقیت انجام حرکت با استفاده از تخمین چگالی کرنل در راهرفتن انسان و مقایسه آن با معیار حاشیه پایداری

مهديه ترمه^۱، ابوالفضل زارع شاه آبادی^{۲*}

- ۱- دانش‌آموخته دکتری، دانشکده مهندسی، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران.
- ۲- استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه فنی و حرفه‌ای، تهران، ایران.

اطلاعات مقاله

چکیده

نوع مقاله: مقاله پژوهشی

دریافت مقاله: ۱۴۰۳/۰۱/۰۶

بازنگری مقاله: ۱۴۰۳/۰۳/۲۴

پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۰۵/۲۴

کلید واژگان:

تخمین چگالی کرنل
احتمال موفقیت دینامیکی
پایداری راهرفتن انسان
فاز تک‌تکیه‌گاهی
سیکل راهرفتن

در مطالعات با رویکرد کمی مربوط به حفظ تعادل انسان و موفقیت انجام یک حرکت، دانستن اینکه مقدار پایداری از نظر عددی در یک وضعیت بدن یا هر لحظه در طول یک مسیر حرکت چقدر است، ضروری می‌باشد. به‌منظور بهبود معیارهای پایداری موجود، با در نظر گرفتن اینکه ممکن است همیشه شخص در معرض ضربه نباشد ولی نوساناتی کوچک در هنگام راهرفتن در شخص رخ بدهد، در این پژوهش به معرفی یک معیار جدید پرداخته شده است. این معیار کمی جدید برای بیان میزان پایداری وضعیت در طول سیکل راهرفتن پیشنهاد شده است که احتمال موفقیت اجرای حرکت نامیده شده است. مبنای این معیار کمی احتمال انجام موفق حرکت در فاز پرواز بدون شروع فرایند زمین‌خوردن بر اساس تخمین چگالی کرنل است. در این پژوهش، مسئله احتمال موفقیت اجرای حرکت برای یک جمعیت نمونه و با استفاده از یک پایگاه داده و یک تکنیک ضبط حرکتی برای ثبت اطلاعات سینماتیکی سیکل راهرفتن محاسبه شده است و بر روی یک مدل هفت عضوی مدل‌سازی شده است و نتایج به‌دست‌آمده با معیار پرکاربرد حاشیه پایداری مقایسه گردیده است. نتایج این تحقیق نشان می‌دهند که در مسیرهایی که هر فردی قادر به حفظ پایداری می‌باشد معیار حاشیه پایداری عدد کوچکی را برای پایداری تخمین می‌زند در حالی که عدد به‌دست‌آمده از معیار احتمال موفقیت اجرای حرکت در آنها بالا می‌باشد.

*نویسنده مسئول: ابوالفضل زارع شاه آبادی

پست الکترونیکی:

abzare@tvu.ac.ir



مقدمه

بسیاری از سالمندان، پایداری حرکتی و تعادل خوبی ندارند و با بیشتر شدن مشکلات تعادل، ترس از افتادن در آنها بیشتر می‌شود. افتادن، منجر به عوارضی مانند شکستن لگن و در حالت شدید آن حتی ممکن است منجر به مرگ فرد گردد. در صورت بهبود نیز هزینه‌های بسیاری بابت مراقبت‌های پزشکی متوجه فرد می‌شود و گاهی منجر به وابستگی او برای حرکت به دیگران و زمین‌گیر شدن نیز می‌شود [۱]. بنابراین افتادن، مسئله مهم سلامتی است و جلوگیری و کاهش جراحات ناشی از افتادن باید مورد توجه قرار گیرد. ناتوانی در کنترل تعادل در افراد مسن و با در نظر گرفتن افزایش سن جمعیت و افزایش امید به زندگی در افراد مسن، محققان و پزشکان را وادار به دانستن بیشتر در مورد چگونگی عملکرد سیستم و چگونگی تعیین وضعیت بدن در هر لحظه از زمان می‌کند [۲؛ ۳].

در حرکت با وضعیت ایستاده تقریباً دوسوم جرم بدن فرد در ارتفاعی در حدود دوسوم ارتفاع کل بدن او قرار می‌گیرد، پس این وضعیت به لحاظ دینامیکی ذاتاً ناپایدار است و لازم است تعادل و پاسچر به صورت فعال دائماً توسط سیستم عصبی مرکزی کنترل شود [۴؛ ۵]. اختلال در عملکرد کنترلر در هریک از مراحل حس، پردازش و اجرای فرمان، ممکن است منجر به ازدست‌رفتن تعادل ایستاده و زمین‌خوردن شود که ممکن است عواقب جدی به دنبال داشته باشد [۶-۸]. در نتیجه آنالیز حرکت برای حفظ تعادل و پیش‌بینی و حذف احتمال سقوط لازم و ضروری است. بنابراین در طراحی یک حرکت راه‌رفتن، چه برای توانبخشی پاتولوژی‌های سیستم عصبی-عضلانی، چه برای ساخت ابزارهای فعال کمکی مانند ارتزاها و برون‌پوش‌ها و چه برای ماشین‌های راه‌رونده مانند ربات‌های دو پا، حفظ تعادل و کنترل آن باید مورد توجه قرار گیرد.

به‌منظور پیش‌بینی و حفظ یک وضعیت پایدار دینامیکی، تعریف یک روش اندازه‌گیری پایداری که بتواند بیانگر شرایط و وضعیت تعادل دینامیکی باشد و مقدار تعادل را از نظر عددی در یک وضعیت بدن یا هر لحظه در طول یک مسیر حرکت تعیین کند، لازم و ضروری می‌باشد.

ارزیابی پایداری در دو شکل پایداری استاتیکی و پایداری دینامیکی صورت می‌گیرد. پایداری استاتیکی در حالت سکون یا حرکت با سرعت کم تعریف می‌شود. بر این اساس، یک مکانیزم در صورتی پایدار است که تصویر مرکز جرم آن بر روی سطح افقی از سطح اتکا که توسط نقطه اثر کف پاها تشکیل می‌شود، بیرون نیفتد. طبق این معیار اگر تصویر مرکز جرم ربات در هر لحظه از حرکت، درون سطح اتکای ربات قرار گیرد، حرکت ربات پایدار می‌باشد و کوتاه‌ترین فاصله از لبه سطح اتکا برای نشان‌دادن اینکه این حالت چقدر تعادل دارد استفاده می‌شود [۹-۱۴]. این معیار مربوط به سیستم‌هایی است که برای حفظ پایداری، تصویر مرکز جرم خود را دائماً درون سطح اتکا نگه می‌دارند اما در سیکل راه‌رفتن انسان و ربات‌های دو پا به دلیل اینکه سطح اتکا در فازهای دو تکیه‌گاهی و تک تکیه‌گاهی متفاوت است، مرکز جرم ربات باید در لحظه تغییر فازهای حرکتی از درون یک سطح اتکا، به سطح اتکای دیگر انتقال یابد [۱۵].

در شرایط معمول راه‌رفتن، علاوه بر شتاب جاذبه، اثر شتاب اجزای سیستم بر حرکت نیز باید در نظر گرفته شود؛ در این صورت تعریف فوق برای پایداری اعتباری ندارد و باید از مفهوم پایداری دینامیکی برای راه‌رفتن با سرعت معمول استفاده شود. وقتی مرکز جرم، سرعت رو به جلو یا رو به عقب به اندازه کافی بزرگ دارد معیار قرار گرفتن تصویر عمودی مرکز جرم در ناحیه سطح اتکا معتبر نمی‌باشد و باید تأثیر سرعت مرکز جرم نیز در نظر گرفته شود. چه بسا که تصویر عمودی موقعیت مرکز جرم خارج از سطح اتکا باشد اما سرعت رو به جلوی آن باعث حفظ تعادل گردد. نتیجه پژوهش‌های انجام‌شده در این زمینه منجر به ارائه معیاری برای پایداری دینامیکی به نام معیار نقطه ممان صفر گردیده است. این معیار را اولین بار الفمن^۱ در سال ۱۹۶۶ برای بررسی‌های بیومکانیک انسان ارائه کرد [۱۶] اما توسعه آن برای ربات‌های

¹ Elftman

دو پا به کارهای و کوبراتویچ^۱ در سال ۱۹۷۰ بازمی‌گردد [۱۷]. در ادامه اقبال و پای^۲ [۱۸] و پای و پاتون^۳ [۱۹] یک ناحیه قابل قبول برای پایداری در صفحه سرعت- موقعیت به دست آوردند که بعدها هاف و کورتزه^۴ [۲۰] و هاف^۵ و همکاران [۲۱] به صورت تعریف موقعیت مرکز جرم تعمیم یافته فرمول بندی کردند که بیان می‌کند برای پایداری دینامیکی باید موقعیت مرکز جرم تعمیم یافته در محدوده سطح اتکا 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 (سرعت) تعریف شده است. هاف همچنین کوتاه ترین فاصله موقعیت مرکز جرم تعمیم یافته از مرزهای محدوده سطح اتکا که کمیتی است به نام حاشیه پایداری را به عنوان معیاری برای پایداری در نظر گرفته است.

یکی دیگر از معیارهای بررسی پایداری حرکت، معیار شاخص چرخش پا نام دارد. شاخص چرخش پا نقطه‌ای است داخل یا خارج از ناحیه تماس پا با زمین که در آن برابری تمام نیروها و گشتاورهای وارد بر پا، عمود بر سطح کف پا است. هنگامی که شاخص چرخش پا خارج از ناحیه تماس باشد آن گاه دوران اتفاقی افتاده و حرکت، ناپایدار خواهد بود می‌توان فاصله این نقطه تا نزدیک ترین مرز ناحیه تماس پا و زمین را به عنوان معیاری برای حد پایداری در نظر گرفت [۲۲]. در واقع این معیار به نوعی همان معیار نقطه ممان صفر می‌باشد که برخی ابهامات آن رفع شده است. یکی دیگر از معیارهای پایداری، معیار پایداری لحظه‌ای است که برای ربات‌های دو پا و در مرجع [۲۳] ارائه شده است. نسخه توسعه داده شده این معیار برای ربات‌های چرخ دار [۲۴] می‌باشد. مزیت این معیار نسبت به معیار نقطه ممان صفر حساسیت بیشتر نسبت به ارتفاع مرکز جرم و همچنین تخمین برای دوران ربات در حالت ناپایداری می‌باشد. معیار نرخ مومنتم زاویه‌ای صفر نیز که با در نظر گرفتن تغییرات مومنتم زاویه‌ای حول مرکز جرم، پایداری را بررسی می‌کند در مرجع [۲۵] ارائه بررسی شده است. یک روش برای محاسبه ریسک افتادن در یک موقعیت و سرعت مشخص مرکز جرم توسط هنرور و ناکاشیما ارائه شده است. ایشان در مراجع [۲۶-۲۹] با استفاده از یک مدل مکانیکی ساده به ارائه ایده ریسک شروع افتادن پرداخته‌اند و یک معیار جدید برای پایداری وضعیت در حالت ایستاده و بدون حرکت بر پایه احتمال پیشنهاد داده‌اند که مقداری را به حالت بدن اختصاص می‌دهد که بر اساس احتمال جلوگیری از شروع سقوط از آن حالت است.

به منظور بهبود معیارهای پایداری موجود، با در نظر گرفتن اینکه ممکن است همیشه شخص در معرض ضربه نباشد ولی نوساناتی کوچک در هنگام راه رفتن در شخص رخ بدهد بنابراین در این پژوهش به معرفی معیاری نوین که به محاسبه احتمال اینکه شخص بر اساس قدرت عضلانی متوسط خود بتواند از عهده نوسانات برآید و بتواند تعادل خود را حفظ کند، پرداخته شده است.

در این پژوهش، مدل انتخابی برای بررسی حرکت انسان، مدل ربات هفت عضوی صفحه‌ای با مفاصل فعال است. از آنجا که حدود ۸۰ درصد از چرخه راه رفتن در فاز تک تکیه‌گاهی است، حل معادلات دینامیکی مربوط به فاز تک تکیه‌گاهی از اهمیت بیشتری برخوردار است که در این پژوهش بررسی شده است. در ادامه احتمال موفقیت اجرای حرکت برای یک جامعه آماری در سه گروه سنی مختلف و طول گام‌های متفاوت محاسبه شده است و سپس نتایج به دست آمده با معیار حاشیه پایداری مقایسه شده و نقاط ضعف و قوت روش مزبور بیان گردیده است.

¹ Vukobratovic

² Iqbal & Pai

³ Pai & Patton

⁴ Hof & Curtze

⁵ Hof

جدول ۱. مشخصات مدل آنتروپومتریک نسبت به جرم (m) و ارتفاع (h) فرد [۳۰].

محل استفاده	پا (Foot)	ساق (Shank)	ران (Thigh)	بالاتنه (HAT)
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 ۱	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

جدول ۲. میانگین (و انحراف معیار) مشخصات افراد [۳۱].

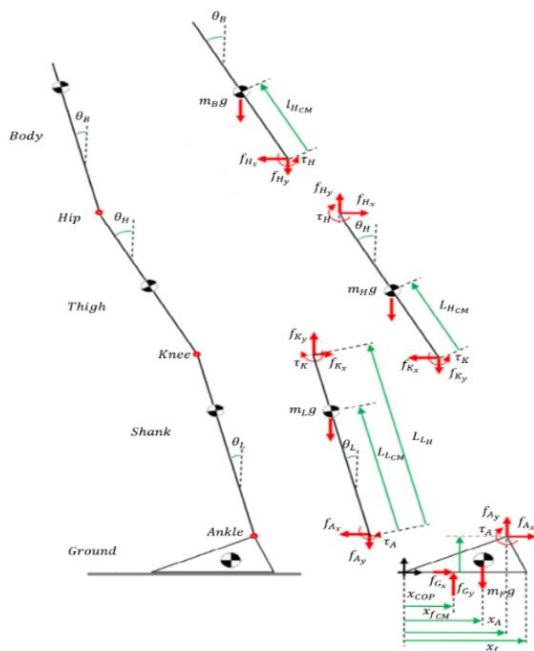
گروه سنی	سال ۱۸-۲۵		سال ۵۵-۶۵		بالای ۶۵ سال	
	مرد	زن	مرد	زن	مرد	زن
سن (سال)	۱۹/۶ (۱/۱)	۱۹/۶ (۱/۳)	۶۱/۳ (۳/۳)	۵۸/۱ (۳/۳)	۷۱/۷ (۲/۳)	۶۸/۳ (۲/۵)
قد (cm)	۱۷۴/۸ (۵/۲)	۱۶۰/۶ (۵/۰)	۱۷۴/۷ (۴/۶)	۱۶۲/۶ (۱/۹)	۱۷۴/۳ (۸/۶)	۱۶۱/۷ (۴/۷)
جرم (kg)	۷۲/۸ (۷/۲)	۶۲/۱ (۶/۳)	۸۷/۷ (۱۳/۲)	۶۶/۰ (۱۰/۶)	۸۶/۲ (۱۱/۴)	۶۴/۵ (۲/۹)

روش شناسی

مدل

در این پژوهش از یک مدل صفحه‌ای از انسان در صفحه سجیتال استفاده شده است که این مدل هفت عضوی که شامل سر و دست‌ها و تنه (بدن)، 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 شده‌اند. دو مفصل لگن بر هم منطبق هستند و مفاصل ران، زانو و مچ مطابق شکل ۱ هستند. برای شبیه‌سازی راه رفتن انسان، در این پژوهش از یک مدل آنتروپومتریک استفاده شده است. در این مدل که به وسیله وینتر^۱ [۳۰] ارائه گردیده است، متوسط طول و جرم اعضا، نسبت به قد و جرم کل بدن فرد تخمین زده شده است و مشخصات مدل آنتروپومتریک نسبت به جرم و ارتفاع فرد در جدول ۱ آمده است. این دو پارامتر بر اساس جرم و ارتفاع فرد برای افراد مختلف تغییر می‌کنند و در برنامه MATLAB استفاده شده برای این تحقیق بر اساس جدول ۱ متغیرهای پا، ساق، ران و بالاتنه بر اساس ضرایب مربوطه در این جدول از جرم و ارتفاع افراد مختلف تقریب زده شده‌اند.

¹ Winter



شکل ۱. بخشی از مدل هفت لینکی دویا.

ویژگی‌های قد و وزن مدل و طبقه‌بندی گروه‌های سنی مورد بررسی در این مقاله بر اساس اطلاعات موجود در مرجع [۳۱] است. خلاصه ویژگی‌های میانگین در جدول ۲ آورده شده است.

داده برداری موقعیت مفاصل

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 شده است. برای ایجاد پایگاه داده، داده برداری حرکتی از راه رفتن تعدادی آزمودنی انجام گرفت. در این روش، از داده‌هایی استفاده شد که به کمک تکنیک ضبط حرکتی از چرخه راه رفتن به دست آمده است. در این مطالعه برای ثبت اطلاعات سینماتیکی سیکل راه رفتن، از سیستم ثبت تصویر اوبتی تراک^۱ مدل (Duo-D۱۲) استفاده شده است. دوربین این سیستم در فاصله ۲ متری روی پروبی تردمیل و بر روی پایه‌ای در ارتفاع ۱/۵ متری آزمودنی قرار گرفته است. سن آزمودنی‌ها بین ۱۹ الی ۷۰ سال بود. میانگین وزنی آنها در محدوده ۷۰-۷۵ کیلوگرم می‌باشد و میانگین قد آزمودنی‌ها ۱۷۵ سانتی‌متر می‌باشد. همه شرکت‌کنندگان از نظر جسمانی و روانی تندرست بودند. برای این منظور تعداد ۹ مارکر بازتابی بر روی وسط سینه، برجستگی بزرگ ران، اپی‌کندیل خارجی زانو، قوزک خارجی، انگشت کوچک هر دو پا نصب گردید و با استفاده از یک دوربین استریو فوتوگرامتری، از حرکت راه رفتن نرمال آزمودنی‌ها سالم با طول گام‌های مختلف داده برداری شد. در نهایت حد فاصل بین الگوهای حرکتی مختلف که منجر به طول گام‌های متنوع می‌شد، درون‌یابی گردید و پایگاه داده ایجاد گردید. تا به اینجا سینماتیک معکوس به دست آمده است و به ازای هر طول گام، مسیر حرکت مفاصل برای فرد مشخص به دست آمده که در مسیر آن قیود سینماتیکی و سینتیکی حرکت برآورده شده است. در مقاله حاضر

¹ Opti-track

برای به دست آوردن سینماتیک معکوس حرکت و مسیر حرکت از تکنیک ضبط حرکتی استفاده شده است که در آن قیود سینماتیکی و سینتیکی به دلیل الگوبرداری از حرکت واقعی افراد برآورده شده است و گشتاور اعمال شده در مفاصل در طول یک گام از این روش محاسبه شده است.



شکل ۲. نقاط روشن، مکان‌های نصب مارکر بر فرد داوطلب برای داده برداری را نشان می‌دهد.

قیود پا

سه قید سینتیکی ناشی از شرایط واقعی مسئله روی پایی که در فاز تکیه^۱ است وجود دارند، این قیدها عبارتند از: مؤلفه قائم نیروی واکنش زمین که باید مثبت (فشاری، رو به بالا) باشد:

$$F_{Gy} \geq 0 \quad (۱)$$

مؤلفه افقی نیروی واکنش زمین که باید قابل اعمال به وسیله اصطکاک ساکن باشد:

$$F_{Gx} \leq F_{Gy}\mu_s \quad (۲)$$

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

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

که در آن x_h و x_t به ترتیب موقعیت پنجه و پاشنه می باشد. قیود پا باید همواره در همه لحظات فاز تکیه ارضا شده باشند در غیر این صورت فرض نبود حرکت نسبی نقطه تماس در دو جسم در فاز تکیه برقرار نیست.

^۱ Stance

معادلات حرکت

برای به دست آوردن معادلات حاکم بر مدل هفت عضوی از روش نیوتن- اویلر استفاده شده است که به منظور محاسبه سینتیک مسئله و محاسبه گشتاورهای لازم برای پیمودن مسیر با طول گام مشخص در مفاصل می باشد. معادلات دینامیکی حرکت که صورت کلی آن در رابطه ۴ آمده است، برای محاسبه گشتاور نوشته و بسط داده شد.

$$T = M(\theta)\ddot{\theta} + H(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) \quad (4)$$

در این رابطه، T بردار گشتاورهای مفاصل، M ماتریس اینرسی، H بیانگر بردارهای مرکزگرا و کوریولیس و G نیز بردار گرانش می باشد [۳۲]. با حل معادلات دینامیک معکوس، نیروها و گشتاورهای مورد نیاز در هر مفصل برای پیمودن یک مسیر با طول گام مشخص به دست آمده است.

محدوده گشتاور عملگرها در یک حالت

به منظور مقایسه گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس با گشتاور قابل اعمال توسط یک فرد مشخص باید محدوده گشتاور قابل اعمال توسط فرد محاسبه گردد. گشتاور قابل تأمین توسط ماهیچه های فرد به عنوان عملگرهای یک سیستم، همواره محدود به یک بازه مشخص است. شایان ذکر است که مقادیر مرزی این محدوده در سیستم عملگرهای ماهیچه ای انسان، به دلیل وابستگی نیروی ماهیچه ها به طول و سرعت تغییر طول، به موقعیت زاویه ای و سرعت زاویه ای مفصل مربوطه بستگی دارد.

باید توجه داشت که هر فرد در هر مفصل در شرایط مرجع که جابه جایی و سرعت زاویه ای صفر می باشد به صورت میانگین، مقدار معینی گشتاور می تواند اعمال کند. به این مقدار میانگین ماکزیمم گشتاور ایزومتریک قابل اعمال توسط فرد می گویند ولی همین فرد در موقعیت زاویه ای و سرعت زاویه ای غیر از صفر درصدی از این گشتاور ماکزیمم را در مفصل مربوطه می تواند اعمال کند. به منظور شبیه سازی وابستگی نیروی ماهیچه ها به طول و سرعت تغییر طول، به موقعیت زاویه ای و سرعت زاویه ای مفصل مدل های متنوعی وجود دارد [۳۱، ۳۳-۳۶]. در این پژوهش از مدل توسعه داده شده اندرسون^۱ و همکاران [۳۱] استفاده شده است که معادله (۵) برای محاسبه گشتاور غیرفعال 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.

$$T_{ps}(\theta) = B_1 e^{k_1 \theta} + B_2 e^{k_2 \theta} \quad (5)$$

$$T_{ac}(\theta, \dot{\theta}) = \begin{cases} C_1 \cos(C_2(\theta - C_3)) \left(\frac{2C_4 C_5 + \dot{\theta}(C_5 - 3C_4)}{2C_4 C_5 + \dot{\theta}(2C_5 - 4C_4)} \right) & \dot{\theta} \geq 0 \\ C_1 \cos(C_2(\theta - C_3)) \left(\frac{2C_4 C_5 + \dot{\theta}(C_5 - 3C_4)}{2C_4 C_5 + \dot{\theta}(2C_5 - 4C_4)} \right) (1 - C_6 \dot{\theta}) & \dot{\theta} < 0 \end{cases} \quad (6)$$

$$T_{total}(\theta, \dot{\theta}) = T_{ps}(\theta) + T_{ac}(\theta, \dot{\theta}) \quad (7)$$

¹ Anderson

که $B_1, B_2, K_1, K_2, C_1, C_2, C_3, C_4, C_5, C_6$ مقادیر ثابتی هستند که اندرسون و همکاران [۳۱] بر اساس قد و وزن هر فرد به دست آورده‌اند. گشتاور کل از مجموع دو گشتاور فعال و غیرفعال به دست می‌آید (رابطه ۷). در این زمینه کدنویسی لازم در محیط نرم‌افزار MATLAB 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.

احتمال موفقیت اجرای حرکت^۱

این پژوهش یک معیار کمی جدید برای بیان میزان پایداری وضعیت در طول سیکل راه رفتن پیشنهاد می‌کند. مبنای این معیار کمی احتمال موفقیت دینامیکی در به‌پایان‌رساندن فاز پرواز بدون از دست رفتن تعادل و بدون شروع فرایند زمین خوردن است. به این ترتیب که در هر حرکت انسانی منجر به تولید مسیر برای هریک از متغیرهای مفصلی در مچ و زانو و لگن می‌گردد که با محاسبه بردار جابه‌جایی زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای مفاصل و با استفاده از دینامیک معکوس گشتاور لازم برای تولید مسیرهای مورد نظر محاسبه می‌گردد. سپس گشتاور مورد نظر با گشتاور قابل اعمال توسط هریک از مفاصل مقایسه می‌گردد که این گشتاورهای اعمالی با داشتن بردارهای جابه‌جایی زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای مفاصل و با استفاده از مدل مبتنی بر روش اندرسون (رابطه ۵ تا ۷) به دست می‌آید. هدف به دست آوردن احتمال افتادن فرد یا به عبارتی احتمال موفقیت اجرای حرکت با مقایسه گشتاور به دست آمده به روش دینامیک معکوس با محدوده ماکزیمم گشتاورهای قابل اعمال توسط فرد می‌باشد.

از آن جا که برای یک فرد یا ربات دو پا با خصوصیات و شرایط مشخص با توجه به اینکه در تکرارهای مختلف یک حرکت، گشتاورهای اعمالی در مفاصل متفاوت خواهد بود، یک توزیع احتمالی با توجه به قدرت بدنی هر شخص وجود دارد که تابع چگالی احتمال نامیده می‌شود. برای هر فرد در هر مفصل تابع چگالی احتمال تعریف می‌گردد و بعد با به‌کارگیری توزیع احتمال، احتمال افتادن فرد محاسبه می‌گردد. همچنین با محاسبه تابع چگالی احتمال برای جامعه بشری می‌توان ماکزیمم گشتاور ایزومتریک در شرایط مرجع برای تعدادی آزمودنی در گروه سنی مشخص برای مثال گروه سنی بالای ۶۵ سال را محاسبه کرد که بر اساس پراکندگی این گشتاورها تابع چگالی احتمال برای این گروه سنی محاسبه می‌گردد. به عبارتی در این مقاله به بررسی احتمال موفقیت انجام حرکت برای افراد در ۳ گروه سنی پرداخته شده است. برای انجام این کار چند مرحله وجود دارد:

ساختن توزیع احتمال گشتاور پیوسته در وضعیت مرجع در مفاصل با استفاده از روش تخمین چگالی کرنل

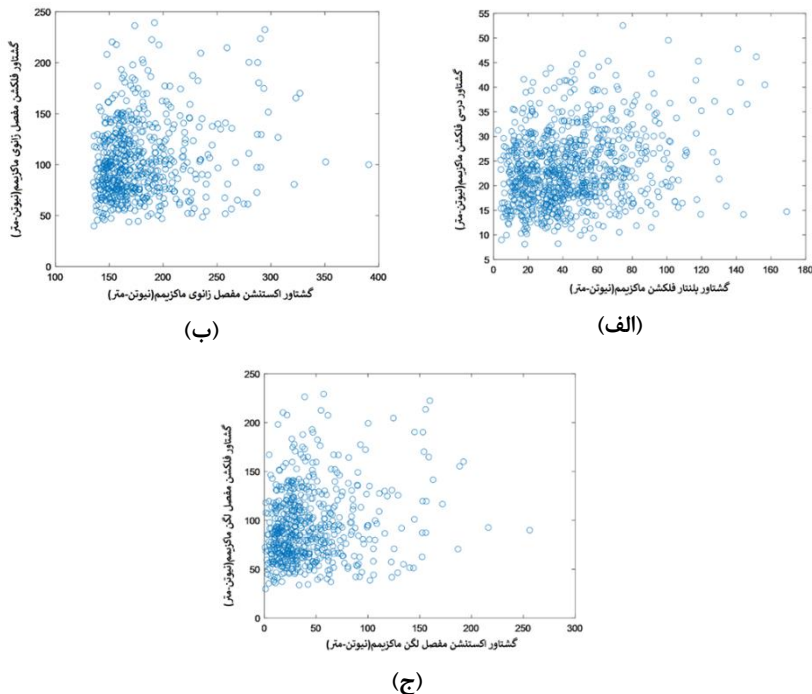
به منظور محاسبه تابع چگالی احتمال از گشتاورهای ایزومتریک ماکزیمم در راستای فلکشن و اکستنشن برای مفاصل ران و زانو و دُرسی فلکشن و پلنتار فلکشن مفصل مچ در حالت مرجع که جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای صفر می‌باشد استفاده شده است. به منظور محاسبه تابع چگالی، احتمال برای یک گروه سنی مشخص برای مثال بالای ۶۵ سال از مقادیر گشتاور ایزومتریک یک گروه از جمعیت بالغ ژاپنی با سن بالای ۶۵ سال که پیش‌تر مؤسسه‌ای در ژاپن [۳۷] داده‌برداری کرده استفاده شده است. از این اطلاعات برای به دست آوردن تابع چگالی احتمال برای نوع بشر در گروه سنی بالای ۶۵ سال و از روش تخمین چگالی کرنل^۲ استفاده شده است. مطابق رابطه ۸ تخمین کرنل صورت می‌گیرد:

$$\hat{f}_{Ker}(x) = \frac{1}{nh} \sum_{i=1}^n K(t) \left(\frac{x - X_i}{h} \right) \quad (8)$$

^۱ Probability of Motion Realization

^۲ Kernel Density Estimation Method

که n معرف تعداد داده‌ها یا نمونه‌های مشاهده شده است و h معرف پهناى باند می‌باشد X_i نشان‌دهنده داده‌های مشاهده شده و X میانگین داده‌های مشاهده شده است. همچنین به تابع $K(t)$ کرنل گفته می‌شود که در اینجا از تابع کرنل گوسی استفاده شده است. در این روش یک منحنی پیوسته (کرنل) در همه نقاط منفرد داده‌ای رسم می‌شود و سپس همه این منحنی‌ها به هم اضافه می‌شوند تا یک تخمین چگالی هموار به دست آید.



شکل ۳. نمودار پراکندگی حداکثر گشتاور قابل اعمال در مفصل (الف) مچ پا (ب) زانو و (ج) لگن در جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای صفر در وضعیت مرجع از ۵۵۳ بزرگسال ژاپنی [۳۷].

شکل ۳ نشان‌دهنده این است که این گروه یک گشتاور مشخص را در یکی از مفصل لگن، زانو یا مچ پا را با چه احتمالی می‌توانند اعمال کنند یا به عبارتی تعداد افرادی که می‌توانند در این گروه این گشتاور را اعمال کنند چند نفر از کل افراد هستند. برای محاسبه تابع چگالی احتمال برای فرد مشخص در گروه سنی معلوم از آن‌جا که برای یک فرد یا ربات با خصوصیات و شرایط مشخص با توجه به اینکه در تکرارهای مختلف یک حرکت گشتاورهای اعمالی در مفاصل متفاوت خواهد بود و توزیع احتمالی با توجه به قدرت بدنی هر شخص وجود دارد با توجه به گشتاور ماکزیمم ایزومتریک در شرایط مرجع محاسبه شده برای فرد، تابع چگالی احتمال برای این فرد مشخص به دست می‌آید و با در دست داشتن این تابع چگالی، احتمال برای این فرد می‌توان فهمید که این فرد یک گشتاور مشخص را با چه احتمالی می‌تواند اعمال کند.

ساختن توزیع احتمال گشتاور پیوسته در حرکت موردنظر

ضریب C_1 در روابط اندرسون (روابط ۵ تا ۷) بیانگر گشتاورهای ایزومتریک ماکزیمم در راستای فلکشن و اکستنشن برای مفاصل ران و زانو و درسی فلکشن و پلننار فلکشن مفصل مچ در شرایط مرجع با جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای صفر می‌باشد. با توجه به طول گام مشخص و مسیر پیموده‌شده، برای هر یک از مفاصل ران و زانو و مچ با مجموعه بردارهایی از جابه‌جایی زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای به دست می‌آید. با استفاده از روابط (۵ تا ۷) و با قراردادن ضریب C_1 که فرض می‌شود مقدار آن از صفر تا حداکثر گشتاور قابل‌اعمال در آن مفصل تغییر کند، نمودارهای گشتاور ماکزیمم (برای مثال گشتاور ماکزیمم در جهت درسی فلکشن مچ و پلننار فلکشن مچ) قابل‌اعمال توسط فرد مزبور به دست می‌آید. این نمودارها نشان‌دهنده این است که برای مثال فردی که گشتاور ماکزیمم در یکی از مفاصل پای او در وضعیت مرجع آن مشخص است در پیمودن این مسیر با این طول گام مشخص در هر لحظه از زمان بر اساس جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای معلوم در آن لحظه، ماکزیمم مقدار گشتاوری که می‌تواند اعمال کند چه مقدار خواهد بود.

محاسبه احتمال وقوع گشتاورهای به‌دست‌آمده با توجه به توزیع احتمال

در این مرحله با توجه به گشتاور به‌دست‌آمده از روش دینامیک معکوس و مقایسه آن با نمودارهای به‌دست‌آمده از بخش قبل ضریب C_1 ای که به ازای آن نمودار گشتاور معادل آن ضریب از نمودار گشتاور به‌دست‌آمده است از روش دینامیک معکوس بزرگ‌تر یا مساوی است را می‌یابد و با توجه به تابع چگالی احتمال متناظر با گشتاور به‌دست‌آمده در بخش قبل، احتمال موفقیت اجرای این مسیر برای مفصل مربوطه در جهت موردنظر محاسبه می‌گردد و این احتمال اگر برای تابع چگالی احتمال مربوط به توزیع گشتاور ماکزیمم در جامعه بشری بالای ۶۵ سال محاسبه گردد به این معنی است که چند درصد از افراد متعلق به این جامعه توانایی اعمال این گشتاور در این مفصل را برای پیمودن این مسیر مشخص دارند.

اگر این پارامتر برای یک فرد مشخص با تابع چگالی احتمال معلوم، محاسبه گردد به این معنی است که این فرد به چه احتمالی می‌تواند این گشتاور موردنیاز در این مفصل را اعمال کند. در نهایت با توجه به فرض مستقل بودن احتمال اعمال گشتاورهای موردنیاز در مفاصل مختلف، احتمال موفقیت اجرای حرکت نهایی به‌صورت حاصلضرب تمامی احتمال‌های به‌دست‌آمده برای گشتاورهای مفاصل برای دو پای ثابت و پرواز به‌دست می‌آید.

معیار حاشیه پایداری

به‌منظور مقایسه مقادیر معیار حاشیه پایداری با معیار احتمال موفقیت در اجرای حرکت در اینجا به توضیح مختصر معیار حاشیه پایداری می‌پردازیم. هر دو معیار، با توجه به ضرورت بیان تعادل فرد به‌صورت یک عدد در طول گام‌های مختلف سیکل گیت، شاخصی برای تعادل تعریف می‌کنند.

شایان ذکر است که معیار حاشیه پایداری [۲۱] یکی از رایج‌ترین روش‌های بررسی پایداری است که معادلات آن در زیر ارائه شده است:

$$MoS = \begin{cases} l_f - X_{COM} & ; X_{COM} \geq l_f/2 \\ X_{COM} & ; X_{COM} < l_f/2 \end{cases} \quad (9)$$

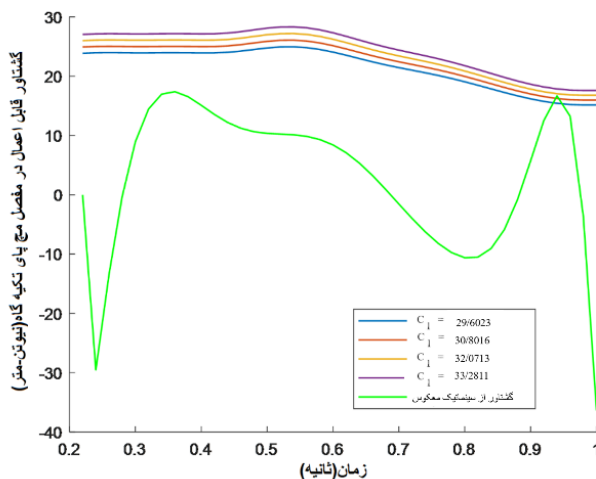
$$X_{COM} = x + v/\omega_0, \quad \omega_0 = \sqrt{g/l_{Bcm}} \quad (10)$$

که l_f طول پا، X تصویر افقی مرکز جرم و $v = dx/dt$ مشتق مرتبه اول آن نسبت به زمان و ω_0 فرکانس زاویه‌ای و X_{COM} موقعیت مرکز جرم تعمیم‌یافته می‌باشد.

نتایج و بحث

مقایسه گشتاور حاصل از دینامیک معکوس با گشتاور قابل اعمال در هر مفصل

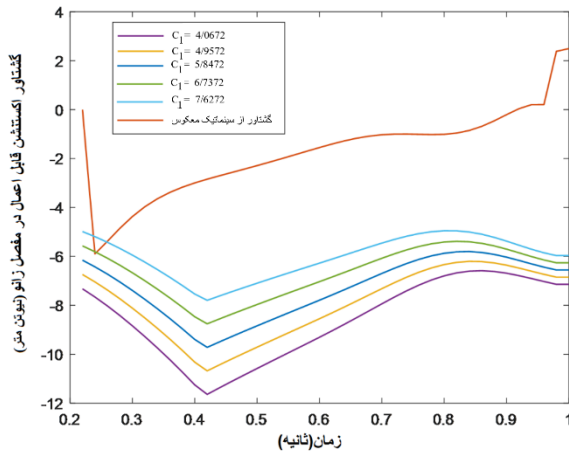
با استفاده از روابط (۵) تا (۷) و مقادیر جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای و زمان طول کشیده برای پیمودن مسیر مشخص توسط هریک از مفصل‌های مچ، زانو و لگن پای پرواز و تکیه‌گاه، نمودارهای گشتاور قابل اعمال توسط فرد مزبور به دست می‌آید. با قراردادن ضریب C_1 که مقدار آن از صفر تا حداکثر گشتاور قابل اعمال در آن مفصل تغییر می‌کند، نمودارهای گشتاور قابل اعمال در هر مفصل به دست می‌آید و این نمودارها با نمودار مربوط به گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس، مقایسه می‌شود. در حالت مقادیر مثبت (مانند درسی فلکشن مچ و فلکشن زانو و لگن) و اولین نمودار گشتاوری که تمامی مقادیر آن از گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس، بزرگ‌تر یا مساوی باشد یافته می‌شود و ضریب C_1 متناظر با آن گشتاور ماکزیمم به دست می‌آید. در اینجا برای مثال، نمودار مربوط به گشتاورهای درسی فلکشن مچ پای تکیه‌گاه در شکل ۴ نشان داده شده است. در این شکل خط زرد رنگ اولین نمودار گشتاوری است که تمامی مقادیر آن از گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس، بزرگ‌تر است. گشتاور محاسبه شده از سینماتیک معکوس در این شکل دارای فراز و فرودهای متعددی است که به محاسبات دینامیکی حرکت بازمی‌گردد و در محدوده ۰/۹ تا ۱ به اوج خود می‌رسد.



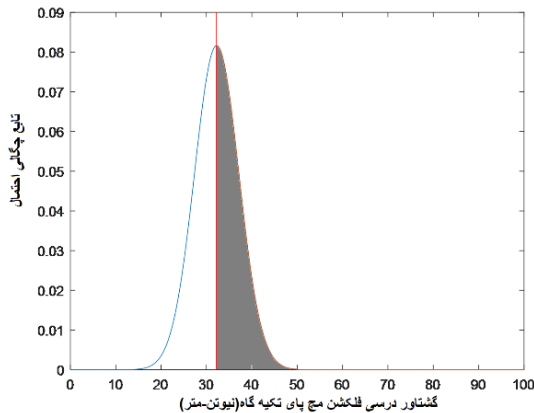
شکل ۴. مقایسه گشتاورهای قابل اعمال توسط فرد در جهت درسی فلکشن مچ پای تکیه‌گاه با گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس (خط سبزرنگ).

در حالت مقادیر منفی (مانند گشتاور پلنٹارفلکشن مچ و اکستنشن زانو و لگن) اولین نمودار گشتاوری که تمامی مقادیر آن از گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس، کوچک‌تر یا مساوی باشد یافته می‌شود و ضریب C_1 که متناظر با آن گشتاور مینیمم است، به دست می‌آید. در شکل ۵ برای مثال گشتاورهای اکستنشن زانوی پای پرواز و

گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس، با یکدیگر مقایسه شده‌اند. خط آبی‌رنگ، اولین نموداری است که تمام مقادیر آن از گشتاور دینامیک معکوس، کوچک‌تر است.



شکل ۵. مقایسه گشتاورهای قابل اعمال توسط فرد در جهت اکستنشن مفصل زانوی پای پرواز با گشتاور به دست آمده از روش دینامیک معکوس (خط قرمز رنگ).



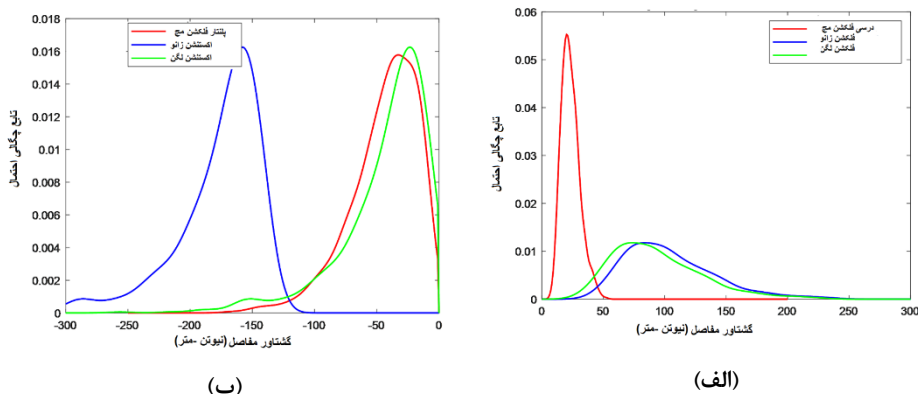
شکل ۶. نمودار تابع چگالی احتمال برای گشتاورهای درسی فلکشن مچ پای تکیه‌گاه یک مرد ۲۰ ساله.

تابع چگالی احتمال و محاسبه احتمال در هر مفصل

بر اساس ضریب C_1 که معادل گشتاور ماکزیمم در وضعیت مرجع است و بر اساس تابع چگالی احتمال مربوط به آن مفصل، احتمال توانایی برای اعمال این مقدار گشتاور برای فرد در مفصل مزبور به دست می‌آید. برای مثال شکل ۶ نمودار تابع چگالی احتمال برای گشتاورهای درسی فلکشن مچ پای تکیه‌گاه برای یک مرد ۲۰ ساله را نشان می‌دهد که اعمال ضریب C_1 برابر با $32/0.713$ که معرف گشتاور ماکزیمم در جهت درسی فلکشن مفصل مچ پا در شرایط مرجع است، معادل با احتمال 0.5108 می‌باشد و از محاسبه سطح زیر نمودار تابع چگالی احتمال در قسمت هاشورخورده به دست آمده است. برای همین فرد با توجه به فرض مستقل بودن متغیرهای تصادفی (که در این مورد گشتاورهای

قابل‌اعمال در مفاصل هستند) احتمال موفقیت اجرای حرکت نهایی به‌صورت حاصل‌ضرب تمامی احتمال‌های به‌دست‌آمده برای گشتاورهای مفاصل برای دو پای ثابت و پرواز به‌دست آمده است.

در شکل ۷ نمودارهای توابع چگالی احتمال^۱ (PDF) در مفاصل و گشتاورهای مختلف برای جامعه بشری افراد بالای ۶۵ سال نشان داده شده است. در این نمودارها تابع چگالی احتمال نسبت به گشتاور رسم شده است و در یک گشتاور خاص برای هر مفصل به اوج رسیده است و سپس روند کاهشی دارد.

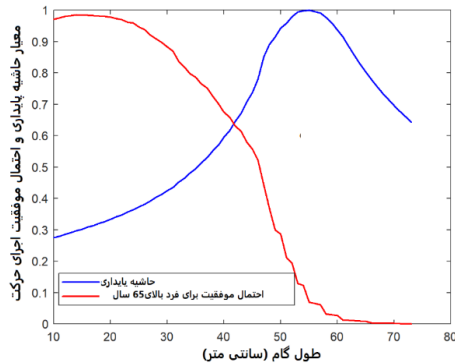


شکل ۷. نمودار تابع چگالی احتمال نسبت به گشتاور در (الف) درسی فلکشن میچ و فلکشن ران و زانو (ب) پلننار فلکشن میچ و اکستنشن ران و زانو برای گروه سنی افراد بالای ۶۵ سال.

مقایسه معیار حاشیه پایداری و معیار احتمال موفقیت اجرای حرکت

در شکل ۸ نمودار به‌دست‌آمده برای شاخص به روش حاشیه پایداری و روش احتمال موفقیت در اجرای حرکت برای گروه سنی بالای ۶۵ سال نشان داده شده است. حاشیه پایداری ممکن است برای یک حالت عددی بسیار کوچک باشد، در حالی که آن حالت بسیار امن باشد و معکوس آن نیز امکان‌پذیر است یعنی حاشیه پایداری بالا لزوماً بیانگر موقعیت بسیار پایدار نیست. برای مثال در طول گام‌های کوچک مانند ۱۰ سانتی‌متر عدد شاخص حاشیه پایداری معادل ۰/۲۷۵۳ می‌باشد در حالی که در گام‌های کوتاه حرکت بسیار امن است و احتمال موفقیت دینامیکی اجرای حرکت در آن طول گام عدد ۰/۹۷۷ می‌باشد. این در حالی است که برای مثال در طول گام ۵۵ سانتی‌متر احتمال موفقیت اجرای حرکت عدد ۰/۰۶۹۳۰ می‌باشد در حالی که از نظر معیار حاشیه پایداری عدد ۱ به‌دست آمده است. این نشان می‌دهد که معیار احتمال موفقیت اجرای حرکت رویکرد واقع‌بینانه‌تر و بامعنی‌تری نسبت به پایداری و کنترل تعادل نشان می‌دهد.

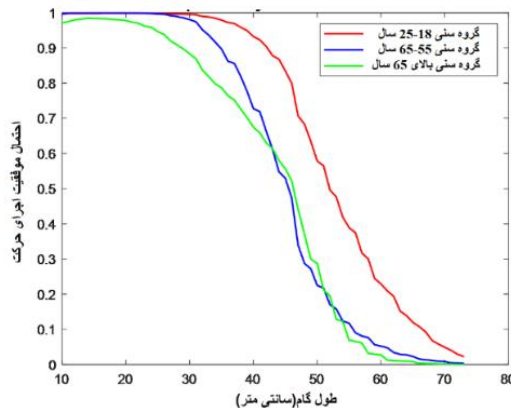
¹ Probability Density Function



شکل ۸. نمودار مربوط به معیار حاشیه پایداری و احتمال موفقیت در گروه سنی بالای ۶۵ سال در طول گام‌های مختلف.

معیار احتمال موفقیت اجرای حرکت در گروه‌های سنی مختلف

احتمال موفقیت اجرای حرکت را می‌توان برای جامعه گروه‌های سنی مختلف شامل قد و وزن و جنسیت‌های متفاوت به دست آورد. شکل ۹ احتمال موفقیت اجرای حرکت را در گروه‌های سنی مختلف نسبت به پارامتر طول گام نشان می‌دهد.



شکل ۹. نمودار مربوط به احتمال موفقیت اجرای حرکت نسبت به طول گام در ۳ گروه سنی مختلف.

همان‌طور که انتظار داریم و در شکل ۹ نیز مشاهده می‌شود احتمال موفقیت اجرای حرکت در طول گام‌های کوتاه، بیشتر است و با افزایش طول گام، این شاخص کاهش می‌یابد و احتمال موفقیت اجرای حرکت برای مردان گروه سنی ۱۸-۲۵ سال بیشتر از ۵۵-۶۵ سال است و احتمال موفقیت اجرای حرکت در گروه سنی بالای ۶۵ سال از دیگر گروه‌های سنی کمتر است. این مسئله ناشی از کاهش قدرت عضلات و محدود شدن گشتاور قابل اعمال در مفاصل با بالا رفتن سن می‌باشد. البته در محدوده کوچکی بین طول گام ۴۵ تا ۵۰ سانتی‌متر احتمال برای گروه سنی بالای ۶۵ سال از گروه سنی ۵۵ تا ۶۵ سال به مقدار ناچیز بیشتر شده است که ناشی از پراکندگی داده‌های جامعه آماری افراد استفاده شده است ولی در بیشتر طول گام‌ها در افراد بالای ۶۵ سال، احتمال کمتری وجود دارد.

نتیجه گیری

از مهم ترین مسائل در بررسی سیکل راه رفتن، توجه به حفظ تعادل و پایداری در حین حرکت است. از دست دادن پایداری وضعی، ممکن است عواقب بالقوه جدی برای سلامت فرد داشته باشد که آنالیز کامل برای حفظ تعادل و پیش بینی و حذف احتمال سقوط، لازم و ضروری است؛ 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 شد که یک عدد را به یک مسیر حرکت مشخص سیکل راه رفتن بر پایه احتمال موفقیت اجرای حرکت از نظر دینامیکی اختصاص می دهد. این عدد بیانگر احتمال موفقیت فرد در به پایان رساندن فاز پرواز و نیفتادن و از دست رفتن تعادل است. احتمال موفقیت دینامیکی راه رفتن روی یک مدل هفت عضوی از انسان در صفحه سجیتال مدل سازی و محاسبه شده است و نتایج به دست آمده با معیار پر کاربرد حاشیه پایداری مقایسه گردیده است.

نشان داده شد که در مسیریایی که هر فردی قادر به حفظ تعادل می باشد و در طول گام های کوتاه، معیار احتمال موفقیت اجرای حرکت، عدد بزرگی را نشان می دهد ولی معیار حاشیه پایداری مقادیر کوچکی را برای پایداری تخمین زده است. همچنین روند معیار احتمال موفقیت اجرای حرکت با افزایش طول گام، یک روند نزولی است که کاملاً منطقی به نظر می رسد زیرا حفظ تعادل در طول گام های کوچک، راحت تر است. این در حالی است که معیار حاشیه پایداری نسبت به طول گام، ابتدا روندی صعودی و سپس نزولی دارد و ارتباط مشخصی با طول گام برای ما ایجاد نمی کند. همچنین نشان داده شد که معیار احتمال موفقیت اجرای حرکت با بالا رفتن سن و در گروه های سنی سالخورده، مقادیر کمتری را نشان می دهد که این موضوع نیز با توجه به کاهش قدرت عضلات و کاهش گشتاور قابل اعمال در مفاصل افراد سالخورده، منطقی به نظر می رسد. در کل، این تحقیق یک روش محاسباتی برای معیار احتمال موفقیت اجرای حرکت ارائه می کند که اعتبارسنجی آن بر مبنای منطق چیزی که انتظار می رود یعنی کاهش احتمال موفقیت با افزایش طول گام و افزایش سن، امکان پذیر است.

فهرست متغیرها

m	جرم فرد	M	ماتریس اینرسی
h	ارتفاع فرد	H	بردارهای مرکزگرا
F_G	نیروی واکنش زمین	G	بردار گرانش
μ_s	ضریب اصطکاک	h	پهنای باند
x_{cop}	مکان مرکز فشار	x_i	داده های مشاهده شده
x_i	مکان پاشنه	K	کرنل
x_h	مکان پنجه	MoS	معیار حاشیه پایداری
T	بردار گشتاور مفاصل	X_{com}	موقعیت مرکز جرم تعمیم یافته
v	سرعت تصویر افقی مرکز جرم	l_f	طول پا
ω_0	فرکانس زاویه ای	x	تصویر افقی مرکز جرم
T_{ac}	گشتاور فعال	T_{ps}	گشتاور غیرفعال

References

- [1] Ghasempour, L., Hoseini, F. S., Soleymani, M., & Ahmadi, M. (2017). Effects of Physical Fitness Exercise, Mental Exercise and Mindfulness Exercise on Static and Dynamic Balance in Elderly Women. *Salmand: Iranian Journal of Ageing*, 12(2), 180-191. <https://doi.org/10.21859/sija-1202180>
- [2] Keivan, M., & Sadeghi, H. (2019). Relationship of Somatotype With Static, Semi-dynamic and Dynamic Balance of Adolescent, Young and Middle-aged Women. *Journal of Sport Biomechanics*, 4(4), 42-53. <https://doi.org/10.32598/biomechanics.4.4.42>
- [3] Fattahi, A., Zehtab Asghari, H., & Koreili, Z. (2020). A Comparative Study of Plantar Arch Index, Weight Distribution, Equilibrium Performance, and Selected Musculoskeletal Disorders in Active and Non-active Adolescents. *Journal of Sport Biomechanics*, 6(3), 154-169. <https://doi.org/10.32598/biomechanics.6.3.2>
- [4] Bahador, F., Mahfoozpour, S., Masoudiasl, I., & Vahdat, S. (2022). A Systematic Review of the Management of Preventive Health Care for the Elderly in the World. *Salmand: Iranian Journal of Ageing*, 16(4), 592-607. <https://doi.org/10.32598/sija.2021.3180.2>
- [5] Baneshi, R., Saboor, M., Haghi, M., Bidhendi Yarandi, R., & Zandieh, Z. (2023). Fear of Falling and its Relationship With Frailty in Older Adults. *Salmand: Iranian Journal of Ageing*, 18(2), 204-217. <https://doi.org/10.32598/sija.2023.3504.1>
- [6] Herman, M., Gallagher, E., & Scott, V. J. (2006). *The Evolution of Seniors' Falls Prevention in British Columbia: Working strategically and collectively to reduce the burden and impact of falls and fall-related injury among seniors*. British Columbia, Ministry of Health. <https://traillibrary.bibliocommons.com/v2/record/S49C126901169>
- [7] Kannus, P., Parkkari, J., Koskinen, S., Niemi, S., Palvanen, M., Järvinen, M., & Vuori, I. (1999). Fall-Induced Injuries and Deaths Among Older Adults. *The Journal of the American Medical Association*, 281(20), 1895-1899. <https://doi.org/10.1001/jama.281.20.1895>
- [8] Scott, V., Wagar, B., Sum, A., Metcalfe, S., & Wagar, L. (2010). A Public Health Approach to Fall Prevention Among Older Persons in Canada. *Clinics in Geriatric Medicine*, 26(4), 705-718. <https://doi.org/10.1016/j.cger.2010.06.003>
- [9] Borelli, G. A., & Maquet, P. (2012). *On the Movement of Animals*. Springer Berlin Heidelberg. <https://books.google.com/books?id=ncnqCAAQBAJ>
- [10] Dyson, G. H. (1977). *The mechanics of athletics*. Hodder and Stoughton. <https://www.amazon.com/Mechanics-Athletics-Geoffrey-Dyson-1977-08-01/dp/B01K171HNU>
- [11] Kuo, A. D. (1995). An optimal control model for analyzing human postural balance. *Institute of Electrical and Electronics Engineers Transactions on Biomedical Engineering*, 42(1), 87-101. <https://doi.org/10.1109/10.362914>
- [12] Patla, A., Frank, J., & Winter, D. (1990). Assessment of balance control in the elderly: major issues. *Physiotherapy Canada*, 42(2), 89-97. <https://doi.org/10.3138/ptc.42.2.089>
- [13] Winter, D. A. (1995). *ABC (anatomy, biomechanics and control) of balance during standing and walking*. Waterloo Biomechanics. https://books.google.com/books/about/A_B_C_anatomy_Biomechanics_and_Control_o.html?id=0ISqQgAACAAJ
- [14] Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- [15] Böttcher, S. (2006). *Principles of robot locomotion*. Human Robot Interaction Seminar, <https://www.semanticscholar.org/paper/Principles-of-robot-locomotion-B%C3%B6ttcher/8e82740223a4176527a63485f58f14831651dde1>

- [16] Elftman, H. (1966). Biomechanics of Muscle: with Particular Application to Studies of Gait. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 48(2), 363-377. <https://doi.org/10.2106/00004623-196648020-00017>
- [17] Vukobratovic, M., Frank, A. A., & Juricic, D. (1970). On the Stability of Biped Locomotion. *Institute of Electrical and Electronics Engineers Transactions on Biomedical Engineering*, 17(1), 25-36. <https://doi.org/10.1109/TBME.1970.4502681>
- [18] 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), 1619-1627. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00129-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00129-9)
- [19] Pai, Y-C., & Patton, J. (1997). Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*, 30(4), 347-354. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(96\)00165-0](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(96)00165-0)
- [20] Hof, A. L., & Curtze, C. (2016). A stricter condition for standing balance after unexpected perturbations. *Journal of Biomechanics*, 49(4), 580-585. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.01.021>
- [21] Hof, A. L., Gazendam, M. G. J., & Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.025>
- [22] Goswami, A. (1999). Postural Stability of Biped Robots and the Foot-Rotation Indicator (FRI) Point. *The International Journal of Robotics Research*, 18(6), 523-533. <https://doi.org/10.1177/02783649922066376>
- [23] Takhmar, A., Alghooneh, M., Alipour, K., Ali, S., & Moosavian, A. (2008, July 02-05). *MHS measure for postural stability monitoring and control of biped robots* [Conference session]. 2008 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, Xi'an, China. <https://doi.org/10.1109/AIM.2008.4601694>
- [24] Moosavian, S. A. A., & Alipour, K. (2007). On the dynamic tip-over stability of wheeled mobile manipulators. *International Journal of Robotics & Automation*, 22(4), 322-328. <https://doi.org/10.2316/Journal.206.2007.4.206-3036>
- [25] Goswami, A., & Kalleem, V. (2004, April 26- May 01). *Rate of change of angular momentum and balance maintenance of biped robots* [Conference session]. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004, New Orleans, Louisiana., USA. <https://doi.org/10.1109/ROBOT.2004.1308858>
- [26] Honarvar, M. H. (2016, November 24-25). *Quantifying one's mechanical ability to control upright balance based on the probability of recovery* [Conference session]. 23rd Iranian Conference on Biomedical Engineering and 1st International Iranian Conference on Biomedical Engineering, Tehran, Iran. <https://doi.org/10.1109/ICBME.2016.7890955>
- [27] 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), 1186-1199. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2012.11.009>
- [28] Honarvar, M. H., & Nakashima, M. (2014). A new measure for upright stability. *Journal of Biomechanics*, 47(2), 560-567. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.09.028>
- [29] Honarvarmahjoobin, M., & 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), 180-196. <https://doi.org/10.1299/jbse.8.180>
- [30] Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & sons. <https://doi.org/10.1002/9780470549148>

- [31] Anderson, D. E., Madigan, M. L., & Nussbaum, M. A. (2007). 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), 3105-3113. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.03.022>
- [32] Luca, A. D., & Ferrajoli, L. (2009, May 12-17). *A modified newton-euler method for dynamic computations in robot fault detection and control* [Conference session]. 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Kobe, Japan. <https://doi.org/10.1109/ROBOT.2009.5152618>
- [33] Chow, J. W., Darling, W. G., Hay, J. G., & Andrews, J. G. (1999). Determining the Force-Length-Velocity Relations of the Quadriceps Muscles: III. A Pilot Study. *Journal of Applied Biomechanics*, 15(2), 200-209. <https://doi.org/10.1123/jab.15.2.200>
- [34] Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B - Biological Sciences*, 126(843), 136-195. <https://doi.org/10.1098/rspb.1938.0050>
- [35] King, M. A., & Yeadon, M. R. (2002). Determining Subject-Specific Torque Parameters for Use in a Torque-Driven Simulation Model of Dynamic Jumping. *Journal of Applied Biomechanics*, 18(3), 207-217. <https://doi.org/10.1123/jab.18.3.207>
- [36] Sekiya, N., Nagasaki, H., Ito, H., & Furuna, T. (1997). Optimal Walking in Terms of Variability in Step Length. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26(5), 266-272. <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.26.5.266>
- [37] National Institute of Technology and Evaluation. (2003). *Maximum voluntary joint torques*. <http://www.tech.nite.go.jp/human/Application/search/srTorque.php>