

## Optimization of Dynamic Stability Factor to Plan the Trajectory of Sit to Stand Movement

Haj Lotfalian, Mostafa<sup>1\*</sup> / Honarvar, Mohammad Hadi<sup>2</sup>

<sup>1</sup> – Ph.D., Center of Excellence for Support Systems in Health Development, Yazd University, Yazd, Iran

<sup>2</sup> - Assistant Professor, Center of Excellence for Support Systems in Health Development / Faculty of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

### ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2020.121521.1568

Received: 26 February 2020

Revised: 16/4/2020-23/4/2020-29/4/2020

Accepted: 30 April 2020

### KEYWORDS

*Dynamic Stability*  
*Margin of Stability*  
*Movement Trajectory*  
*Sit to Stand*

### ABSTRACT

Margin of stability is a method to assess the dynamic stability in the clinic and laboratory, which is influenced by position and linear velocity of the center of mass (CoM). In this study, the stability factor was calculated by the margin of stability (MoS) method and was used as a cost function to plan movement trajectory of sit to stand. 10 healthy young men were selected in this study and their sit to stand movement were filmed by Optitrack motion capture system. A two-dimensional and four-segment model was defined based on the governing equations of motion to calculate position of CoM, joints torque and using that in optimization process. After calculating the subject's stability factor by MoS method, the time integral of MoS ( $C_1$ ), the maximum and minimum of MoS ( $C_2$ ) and the time integral of the square of MoS ( $C_3$ ) were defined as the cost functions. genetic algorithm was used to find the optimal model. To determine the quality of predicted trajectories and compare it with the subject's pattern, root mean square error (RMSE) was used. According to the results of this study, a model which was optimized by  $C_3$ , predicted the movement trajectory of subjects with 19 and 40 percent less error than  $C_1$  and  $C_2$  respectively. Nevertheless, none of the models could correctly reconstruct the subjects' movement trajectory. In a nutshell, using MoS exclusively as a cost function, is not a good choice to predict and plane the trajectory of whole-body movements.

### \*Corresponding Author

<b>Address</b>	Center of Excellence for Support Systems in Health Development, Yazd University, Yazd, Iran		
<b>Postal Code</b>	8915818411	<b>Tel</b>	+98-35-31232506
<b>E-Mail</b>	std_hajlotfalian@khu.ac.ir	<b>Fax</b>	+98-35-38212781





## بهینه‌سازی عامل تعادل پویا برای برنامه‌ریزی مسیر حرکت برخاستن

حاج لطفعلیان، مصطفی<sup>\*۱</sup> / هنرور، محمدهادی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup> - فارغ‌التحصیل دکتری، هسته‌ی علمی سامانه‌های پشتیبان در توسعه‌ی سلامت، دانشگاه یزد، یزد، ایران  
<sup>۲</sup> - استادیار، هسته‌ی علمی سامانه‌های پشتیبان در توسعه‌ی سلامت / گروه مهندسی مکانیک، دانشکده‌ی فنی و مهندسی، دانشگاه یزد، یزد، ایران

### مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2020.121521.1568

پذیرش: ۱۱ اردیبهشت ۱۳۹۹

بازنگری: ۱۳۹۹/۲/۴-۱۳۹۹/۲/۱۰-۱۳۹۹/۱/۲۸

ثبت در سامانه: ۷ اسفند ۱۳۹۸

واژه‌های کلیدی	چکیده
تعادل پویا	مرز تعادل روشی برای سنجش تعادل پویا در کلینیک و آزمایشگاه است که تحت تاثیر موقعیت و سرعت
مرز تعادل	خطی مرکز جرم بدن قرار دارد. در این مطالعه عامل تعادل از طریق روش مرز تعادل محاسبه شده و از
مسیر حرکت	آن به عنوان تابع هزینه جهت برنامه‌ریزی مسیر حرکت برخاستن استفاده شده است. برای محاسبه‌ی
برخاستن	کینماتیک حرکت، از نمای ساجیتال حرکت برخاستن ۱۰ مرد جوان و سالم فیلم‌برداری شده و یک مدل
	دوبعدی و چهار سگمندی بر اساس معادلات حرکت، برای محاسبه‌ی موقعیت مرکز جرم، گشتاور مفاصل
	و انجام فرایند بهینه‌سازی تعریف شده است. پس از محاسبه‌ی مسیر تعادل آزمودنی‌ها با استفاده از روش
	مرز تعادل، انتگرال زمانی مسیر تعادل ( $C_1$ )، مقدار حداکثر و حداقل تعادل ( $C_2$ ) و انتگرال زمانی مربع
	مسیر تعادل ( $C_3$ ) به عنوان توابع هزینه تعریف شده است تا توسط الگوریتم ژنتیک به حداقل برسد. برای
	بررسی کیفیت مسیر پیش‌بینی شده توسط مدل و مقایسه‌ی آن با الگوی آزمودنی‌ها نیز از خطای جذر
	میانگین مربعات استفاده شده است. طبق نتایج این پژوهش، مدلی که با استفاده از تابع هزینه‌ی $C_3$
	بهینه‌سازی شده، الگوی حرکتی آزمودنی‌ها را به ترتیب با ۱۹٪ و ۴۰٪ خطای کم‌تر نسبت به $C_1$ و $C_2$
	پیش‌بینی کرده است. با این وجود پیش‌بینی دقیق حرکت برخاستن توسط هیچ‌یک از مدل‌های
	پیشنهادی ارائه نشده است. در نهایت می‌توان نتیجه گرفت که استفاده از تابع هزینه‌ی مرز تعادل به
	تنهایی، انتخاب مناسبی برای برنامه‌ریزی حرکات تمام بدن نمی‌باشد.

### \*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: هسته‌ی علمی سامانه‌های پشتیبان در توسعه‌ی سلامت، دانشگاه یزد، یزد، ایران

تلفن: ۹۸-۳۵-۳۱۲۲۲۵۰۶

۸۹۱۵۸۱۸۴۱۱

دورنگار: ۹۸-۳۵-۳۸۲۱۲۷۸۱

std\_hajlotfalian@khu.ac.ir



## ۱- مقدمه

تعادل پویا به صورت توانایی حفظ تعادل در انتقال از یک موقعیت پویا به یک وضعیت ایستا تعریف می‌شود [۱]. برقراری تعادل در شرایط پویا یکی از اصلی‌ترین چالش‌های زندگی بشر به خصوص در دوران سال‌مندی است. افتادن ششمین عامل مرگ و میر در میان سال‌مندان بوده که شیوع آن از دهه‌ی هفتم زندگی به بعد افزایش می‌یابد [۲]. حرکت برخاستن یکی از تکراری‌ترین فعالیت‌های روزمره بوده و به واسطه‌ی داشتن ویژگی‌های مکانیکی منحصر به فرد، پایه‌ی بسیاری از حرکات ورزشی است. بدن در این حرکت از یک وضعیت غیرپایدار (چمباتمه) به یک حالت پایدار (ایستاده) منتقل می‌شود. اعمال گشتاورهای نسبتاً زیاد و درون‌دادهای حسی برای حفظ تعادل در طول حرکت برخاستن ضروری است [۳]. عدم وجود این عوامل می‌تواند منجر به زمین خوردن شده و صدمات جبران ناپذیری را در پی داشته باشد. از دیرباز این اعتقاد وجود داشته که هرگاه موقعیت افقی تصویر عمودی مرکز جرم بدن در محدوده‌ی تکیه‌گاه قرار نگیرد، بدن دچار بی‌تعادلی می‌شود [۴]. این باور در شرایط ایستا کاملاً صحیح است اما در شرایط پویا کافی نمی‌باشد. سرعت افقی مرکز جرم عامل دیگری است که در شرایط پویا باید در نظر گرفته شود. برای مثال اگر مرکز جرم در محدوده‌ی تکیه‌گاه قرار داشته اما سرعت افقی آن به سمت خارج باشد، تعادل وجود نخواهد داشت (و برعکس) [۶]. در سال‌های اخیر از روش‌های مختلفی در آزمایشگاه و کلینیک برای محاسبه‌ی تعادل در شرایط پویا استفاده شده است. مرز تعادل<sup>۱</sup> [۶] و نقطه‌ی ممان صفر<sup>۲</sup> [۷] از جمله‌ی این روش‌ها بوده که در آن‌ها به ترتیب از موقعیت و سرعت افقی مرکز جرم کل بدن و تک‌تک اندام‌ها برای محاسبه‌ی تعادل پویا استفاده می‌شود. تعریف محدوده‌ی تعادل بر پایه‌ی شتاب مرکز جرم [۸] و استفاده از ابزارها و پرسش‌نامه‌های کلینیکی [۹] نیز از دیگر روش‌های ارزیابی تعادل پویا به شمار می‌روند.

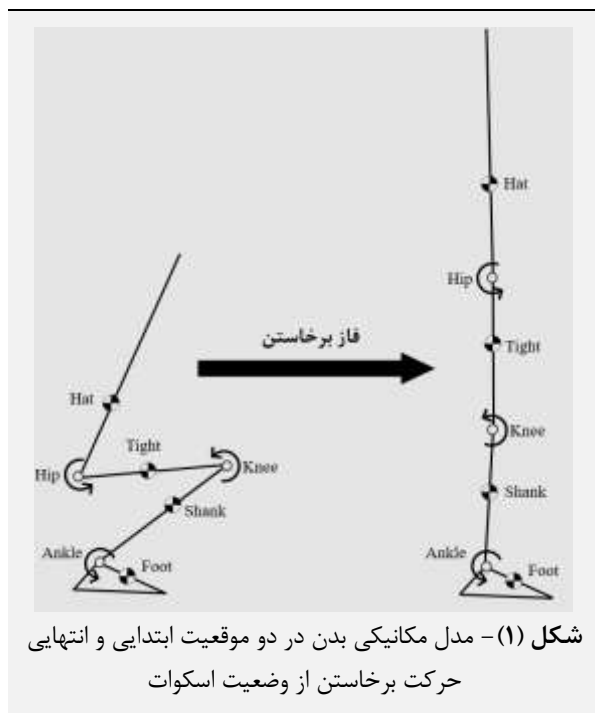
انجام یک حرکت هموار، منظم و تکراری در بدن انسان توسط یک سیستم عصبی پیچیده کنترل می‌شود. یکی از روش‌های بررسی عمل‌کرد این سیستم، استفاده از فرایند بهینه‌سازی است. در این زمینه تلاش‌های بسیاری در جهت توصیف حرکات انسان در چارچوب تئوری کنترل بهینه با استفاده از مدل‌های مبتنی بر بهینه‌سازی انجام شده است. در برخی از مطالعات از نقطه نظر توصیفی، بهترین تابع هدف برای یافتن مناسب‌ترین الگوی حرکتی مفاصل ارائه شده است [۱۰]. در برخی از

تحقیقات، استراتژی‌های کنترل حرکات ارادی توسط سیستم عصبی مرکزی<sup>۳</sup> با مدل‌های نوروفیزیولوژیکی توصیف شده است [۱۱، ۱۲]. در سالیان اخیر توابع هزینه‌ی مختلفی برای توصیف و پیش‌بینی ویژگی‌های حرکتی انسان ارائه شده است. نخستین بار، مدل حداقل جرک برای پیش‌بینی حرکات دست توسط فلاش (۱۹۸۵) ارائه شده است [۱۳]. در مطالعات بسیاری از حداقل گشتاور، حداقل تغییرات گشتاور، حداقل انرژی مکانیکی، نیروی عضلات و زمان به عنوان تابع هزینه استفاده شده [۱۴] اما در مطالعات معدودی حرکت برخاستن با استفاده از این توابع هزینه بهینه‌سازی شده است. صادقی و هم‌کارانش (۲۰۱۴) با ارائه‌ی مدلی با یک تابع هزینه‌ی جدید توانستند الگوی حرکت برخاستن از وضعیت نشسته را پیش‌بینی کنند. آن‌ها نشان دادند که سیستم عصبی مرکزی بدن حین کنترل فازهای مختلف حرکات پیچیده ممکن است از استراتژی‌های متفاوتی استفاده کند [۱۵]. حاج لطفعلیان و هم‌کارانش (۲۰۱۵) حرکت برخاستن از حالت اسکوات را در چهار روش مختلف حمل بار، با استفاده از توابع هزینه‌ی حداقل گشتاور و انرژی مکانیکی بهینه‌سازی کردند [۱۶]. بونت و هم‌کارانش (۲۰۱۱) با استفاده از یک واحد محاسبه‌ی اینرسی و روش بهینه‌سازی پویا توانستند فاکتورهای کینماتیکی و کینتیکی حرکت برخاستن را با دقت مناسبی پیش‌بینی کنند [۱۷]. آن‌ها سعی کردند تا مجموع کوپل‌های بین اندامی و مشتق زمانی آن‌ها را بر اساس تئوری کنترل بهینه به حداقل برسانند [۱۷]. به طور معمول در مطالعات گذشته از روش‌های سنجش تعادل پویا به عنوان قید یا محدودیت جهت اجرای صحیح مدل استفاده شده است [۱۵، ۱۸]. از آن‌جا که توانایی حفظ تعادل در افراد مربوط به درون‌دادهای حسی و قدرت عضلانی آن‌ها است [۳]. به نظر می‌رسد که شبیه‌سازی حرکت برخاستن با استفاده از تابع معیار تعادل می‌تواند گشتاور بهینه و تعادل مطلوب را که لازمه‌ی حرکت برخاستن است، فراهم سازد. هم‌چنین ارزیابی و پیش‌بینی حرکت و حفظ یک وضعیت پایدار دینامیکی می‌تواند با تعریف یک معیار تعادل مناسب در وضعیت‌های مختلف بدن حاصل شود [۱۹]. بر این اساس در این مطالعه از روش مرز تعادل برای محاسبه‌ی مقدار تعادل پویا حین حرکت برخاستن استفاده شده است. هدف این مطالعه پاسخ به این سوال است که بهینه‌سازی کدام پارامتر تعادل می‌تواند حرکت برخاستن را به صورت مطلوب‌تری بازسازی کند. پس از یافتن مسیر تعادل در طول حرکت، توابع هزینه با

<sup>۳</sup> Central Nervous System<sup>۱</sup> Margin of Stability<sup>۲</sup> Zero Moment Point



فرض شده است که در حرکت برخاستن، دو طرف بدن حرکتی مشابه دارند. بنابراین یک مدل دوبعدی در صفحه‌ی ساجیتال طراحی شده که شامل چهار سگمنت پا، ساق، ران و بالاتنه با طول ثابت و سه مفصل لولایی و ایده‌آل ران، زانو و مچ است. اطلاعات مربوط به خصوصیات آنترپومتریکی افراد شامل پارامترهای جرم، طول، ممان اینرسی و موقعیت مرکز جرم اندام از معادلات رگرسیون خطی از قد و وزن فرد تخمین زده شده [۲۰] و فرایند مدل‌سازی برای تک‌تک آزمودنی‌ها در ابزار شبیه‌ساز مکانیک<sup>۳</sup> نرم‌افزار متلب انجام شده است. در مدل‌های دینامیک معکوس، شبیه‌ساز مکانیک با ابزارهایی که در اختیار کاربر قرار می‌دهد، امکان اجرای معادلات دینامیکی پس از ورود پارامترهای کینماتیکی و آنترپومتریکی و استخراج پارامترهای کینماتیکی به عنوان خروجی مدل را فراهم می‌سازد. حالت کلی معادلات حرکت در پیوست بیان شده است.



شکل (۱) - مدل مکانیکی بدن در دو موقعیت ابتدایی و انتهایی حرکت برخاستن از وضعیت اسکوات

در ارائه‌ی یک مدل مبتنی بر بهینه‌سازی، یافتن تابع هدفی که داده‌های تجربی را به بهترین نحو تعریف کند و در نظر گرفتن مناسب‌ترین فضای جست‌وجو که حرکت انسان را بازسازی کند، دو مسأله‌ی مهمی بوده که همواره مورد توجه قرار گرفته است. در گذشته برای بازسازی مسیر یا الگوی حرکت مفاصل انسان، از توابع پایه‌ی چندجمله‌ای و سری فوریه استفاده شده است [۱۱، ۱۲]. در مطالعه‌ی حاضر جهت تولید و بازسازی مسیرهای مختلف حرکت برخاستن، از ۹ نقطه در نمودار جابه‌جایی

استفاده از انتگرال زمانی مسیر تعادل، انتگرال زمانی مربع مسیر تعادل و مقدار حداکثر و حداقل تعادل تعریف شده تا در جریان بهینه‌سازی به حداقل برسند. در نهایت الگوهای شبیه‌سازی شده از نظر فاکتورهای حرکتی و میزان شباهت با الگوی اجرا شده توسط آزمودنی‌ها مورد بررسی قرار گرفته و توانایی آن‌ها در پیش‌بینی حرکت برخاستن سنجیده شده است. در ادامه‌ی این مقاله، ویژگی آزمودنی‌ها و پروتکل آزمون بیان شده، سپس نحوه‌ی طراحی مدل، انتخاب توابع هزینه و الگوریتم بهینه توضیح داده شده و در نهایت از روش‌های آماری برای بررسی و مقایسه‌ی نتایج استفاده شده است.

## ۲- مواد و روش‌ها

### ۲-۱- آزمودنی‌ها و روش اجرا

برای به دست آوردن داده‌های تجربی، ۱۰ مرد جوان و سالم (سن:  $20.1 \pm 0.9$  سال، وزن:  $67.7 \pm 10.5$  کیلوگرم، قد:  $172 \pm 8.7$  سانتی‌متر) به صورت در دست‌رس انتخاب شده تا تکلیف برخاستن را انجام داده و کینماتیک حرکت آن‌ها استخراج شود. بدین منظور تعداد پنج نشان‌گر بازتابی روی برجستگی بزرگ بازوی چپ، برجستگی بزرگ ران، اپی‌کندیل خارجی زانو، قوزک خارجی و انگشت کوچک پای چپ چسبانده و کاملاً ثابت شده است. از آزمودنی‌ها خواسته شده تا در لحظه‌ی آغاز تکلیف تا جایی به مفاصل خود فلکشن دهند که در وضعیت چمباتمه قرار گرفته و پاشنه‌ی پای آن‌ها نیز از زمین جدا نشود، سپس در حالی که پاها به اندازه‌ی عرض لگن از یک‌دیگر فاصله داشته و دست‌ها در مقابل سینه تا شده است حرکت برخاستن را با سرعت طبیعی انجام دهند. برای ثبت تصاویر از سیستم ثبت تصویر اوبیتی‌تراک<sup>۱</sup> با سرعت تصویربرداری ۱۲۰ فریم بر ثانیه استفاده شده و اجرای هر فرد سه مرتبه از نمای ساجیتال فیلم‌برداری شده است. پس از استخراج موقعیت مکانی نشان‌گرها در تمام فریم‌ها و تشکیل بردار اندام‌ها، جابه‌جایی زاویه‌ای هر یک از مفاصل با استفاده از فرایند کینماتیک معکوس به صورت تابعی از زمان به دست آمده است. در ادامه جهت هموار کردن و کاهش نویز و خطای داده‌های مکانی از فیلتر میانگین متحرک<sup>۲</sup> استفاده شده است.

### ۲-۲- مدل مبتنی بر بهینه‌سازی

سادگی و در عین حال نزدیک بودن به واقعیت، از ضروریات مدل‌سازی است. در این مطالعه با توجه به پیچیدگی معادلات،

<sup>۳</sup> SimMechanics

<sup>۱</sup> Optitrack D12-Due

<sup>۲</sup> Moving Average

از آن‌جا که مدل دینامیکی ساخته شده از تعدادی سگمنت با خصوصیات آنتروپومتریکی مشخص تشکیل شده، موقعیت مرکز جرم در راستای جلویی-عقبی با استفاده از رابطه‌ی (۲) محاسبه شده است.

$$X_{COM} = \frac{\left(\sum_j W_j \times x_j\right)}{W_{Total}} \quad (2)$$

در رابطه‌ی (۲)،  $W_j$  جرم و  $X_j$  موقعیت مرکز جرم سگمنت زام در راستای جلویی-عقبی است. سه تابع هزینه‌ی مورد استفاده در مطالعه‌ی حاضر به صورت روابط (۳-۵) است که باید در جریان بهینه‌سازی به حداقل برسند.

$$C_1 = \frac{1}{\int_{t_i}^{t_f} MoS dt} \quad (3)$$

$$C_2 = \frac{1}{Max(MoS) + Min(MoS)} \quad (4)$$

$$C_3 = \frac{1}{\int_{t_i}^{t_f} MoS^2 dt} \quad (5)$$

## ۲-۴- قیدها و محدودیت‌ها

برای اجرای صحیح حرکت برخاستن توسط مدل لازم است تا تعدادی محدودیت فیزیکی و فیزیولوژیکی اعمال شود. سه شرطی که قیدهای تحقیق بر اساس آن‌ها شکل گرفته در ادامه بیان شده است.

- ۱- مشخص و ثابت بودن زوایای مفاصل در آغاز و پایان حرکت که مقدار آن با مقدار این زوایا در الگوی اجرا شده توسط آزمودنی‌ها تنظیم شده است
- ۲- صفر بودن سرعت و شتاب زوایای مفاصل در لحظات ابتدایی و انتهایی حرکت
- ۳- ثابت بودن زمان کلی حرکت برای هر آزمودنی

علاوه بر موارد فوق، ایجاد محدودیت در جابه‌جایی زوایای و گشتاور مفاصل نیز از جمله مهم‌ترین قیدهایی است که باید در مسائل بهینه‌سازی حرکات بدن انسان در نظر گرفته شود (رابطه‌ی ۶).

$$\begin{aligned} |\tau_{Ankle}| &\leq \tau_{Max Ankle} \\ |\tau_{Knee}| &\leq \tau_{Max Knee} \\ |\tau_{Hip}| &\leq \tau_{Max Hip} \\ \frac{\pi}{2} &\leq \theta_{Ankle} \leq \frac{2\pi}{3} \\ 0 &\leq \theta_{Knee} - \theta_{Ankle} \leq \frac{2\pi}{3} \\ -\pi &\leq \theta_{Hip} - \theta_{Knee} \leq \frac{2\pi}{3} \\ 0 &\leq MoS \leq \frac{u_{max} - u_{min}}{2} \end{aligned} \quad (6)$$

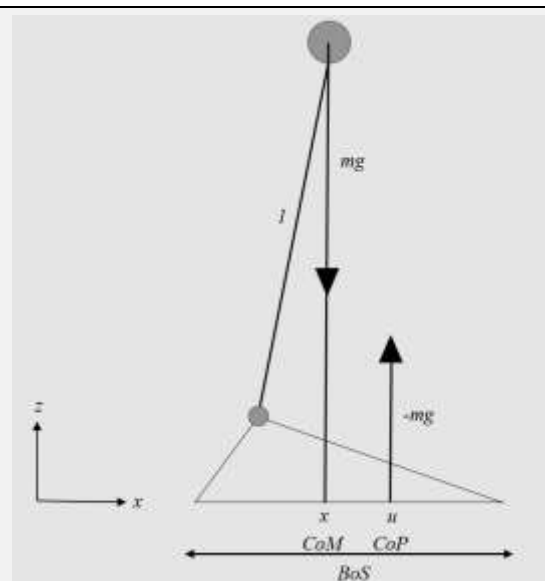
زاویه‌ای-زمان هر یک از مفاصل استفاده شده است. بدین منظور موقعیت مفاصل آزمودنی در لحظات آغاز و پایان برخاستن ثبت شده و به ترتیب به جای نقاط ۱ و ۹ در نمودار جابه‌جایی زاویه‌ای-زمان مشخص شده است. هفت نقطه‌ی دیگر در حد فاصل نقاط اول و آخر به صورت تصادفی و با اعمال قید دامنه‌ی حرکتی انتخاب شده است (رابطه‌ی ۶). این قید برای جلوگیری از ایجاد حرکات غیرطبیعی و خارج از دامنه‌ی حرکتی اعمال شده و اجازه‌ی انتخاب نقاطی کم‌تر از حداقل و بیش‌تر از حداکثر دامنه‌ی حرکتی را نمی‌دهد. در ادامه، حد فاصل بین نقاط هفت‌گانه به کمک اسپلین مکعبی درونیابی شده است.

## ۲-۳- توابع هزینه

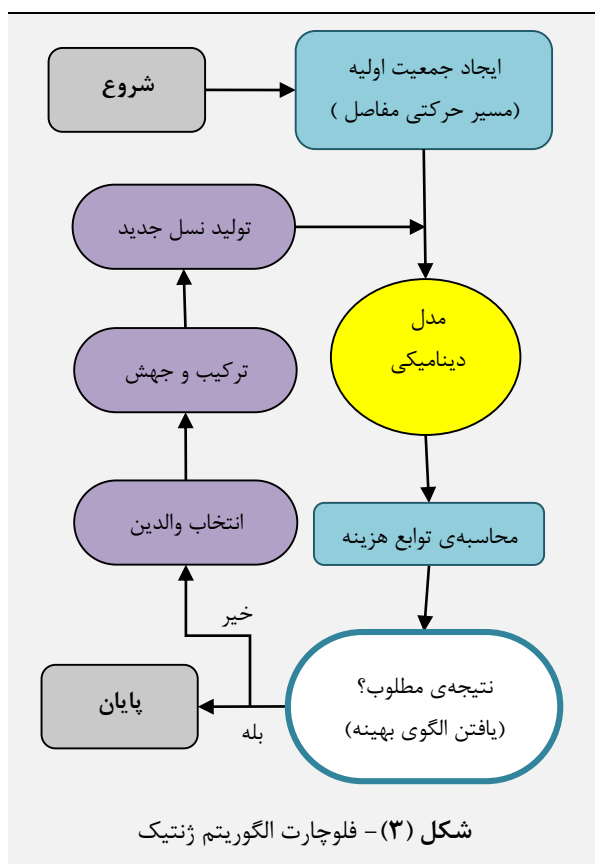
در مطالعات گذشته توابع هزینه‌ی متعددی برای سنتز ویژگی‌های حرکت انسان ارائه شده است. در این مطالعه، عامل تعادل از طریق روش مرز تعادل محاسبه شده و به عنوان تابع هزینه جهت برنامه‌ریزی مسیر حرکت برخاستن انتخاب شده است. روش مرز تعادل، با یک مدل دو لینکی آونگ واژگون (شکل ۲) اجرا شده و جهت محاسبه‌ی آن از رابطه‌ی (۱) استفاده شده است [۶].

$$MoS = \left| u_{max} - \left( x_{COM} + \frac{v}{\sqrt{\frac{g}{l}}} \right) \right| \quad (1)$$

در این رابطه،  $u_{max}$  انتهای محدوده‌ی تکیه‌گاه،  $x_{COM}$  موقعیت مرکز جرم در راستای جلویی-عقبی،  $v$  سرعت خطی مرکز جرم در راستای جلویی-عقبی،  $g$  شتاب گرانش و  $l$  فاصله‌ی خطی بین موقعیت مرکز جرم و مفصل میچ است.



شکل (۲) - مدل آونگ واژگون برای محاسبه‌ی مرز تعادل [۶]



## ۲-۶- مقایسه‌ی آماری

برای بیان تفاوت‌های الگوی بهینه با الگوی آزمودنی‌ها از آمار توصیفی و برای بررسی کیفیت مسیر پیش‌بینی شده توسط مدل و مقایسه‌ی آن با الگوی آزمودنی‌ها از خطای جذر میانگین مربعات (RMSE) استفاده شده است (رابطه‌ی ۷).

$$RMSE_{\theta} = \sum_{j=1}^3 \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\theta_{js}(t_i) - \theta_{jo}(t_i))^2}$$

$$RMSE_{COM} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=0}^N [(x_e(t_i) - x_p(t_i))^2 + (y_e(t_i) - y_p(t_i))^2]}$$

(۷)

در این رابطه،  $S$  الگوی حرکتی آزمودنی‌ها،  $o$  الگوی بهینه‌ی آن‌ها و  $N$  تعداد سری داده‌های در دسترس است.

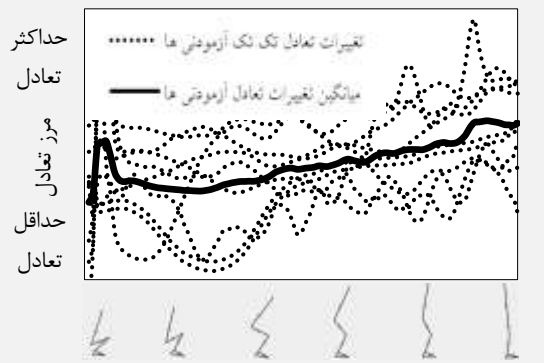
## ۳- یافته‌ها و بحث

الگوی مرز تعادل حین اجرای حرکت برخاستن در شکل (۴) نشان داده شده است. طبق پروتکل این روش، هرچه عامل تعادل در هر لحظه به خط وسط تکیه‌گاه نزدیک‌تر باشد، تعادل در وضعیت مطلوب‌تری بوده و هرچه این مقدار به مرزهای دو

در این روابط،  $\theta$  دامنه‌ی حرکتی مفاصل و  $\tau_{max}$  حداکثر گشتاور مفاصل پایین‌تنه است. مقدار این گشتاورها در سه مفصل هیپ، زانو و مچ برابر با ۷ نیوتن‌متر بر کیلوگرم در نظر گرفته شده که به مراتب بالاتر از گشتاور لازم برای هر یک از مفاصل جهت انجام حرکت برخاستن بوده [۲۱] و برای یک انسان عادی قابل دست‌یابی است [۲۲]. از روش مرز تعادل به عنوان قید تعادل نیز استفاده شده تا از تولید الگوهای حرکتی که منجر به از دست رفتن تعادل شده جلوگیری شود.

## ۲-۵- الگوریتم بهینه‌ساز

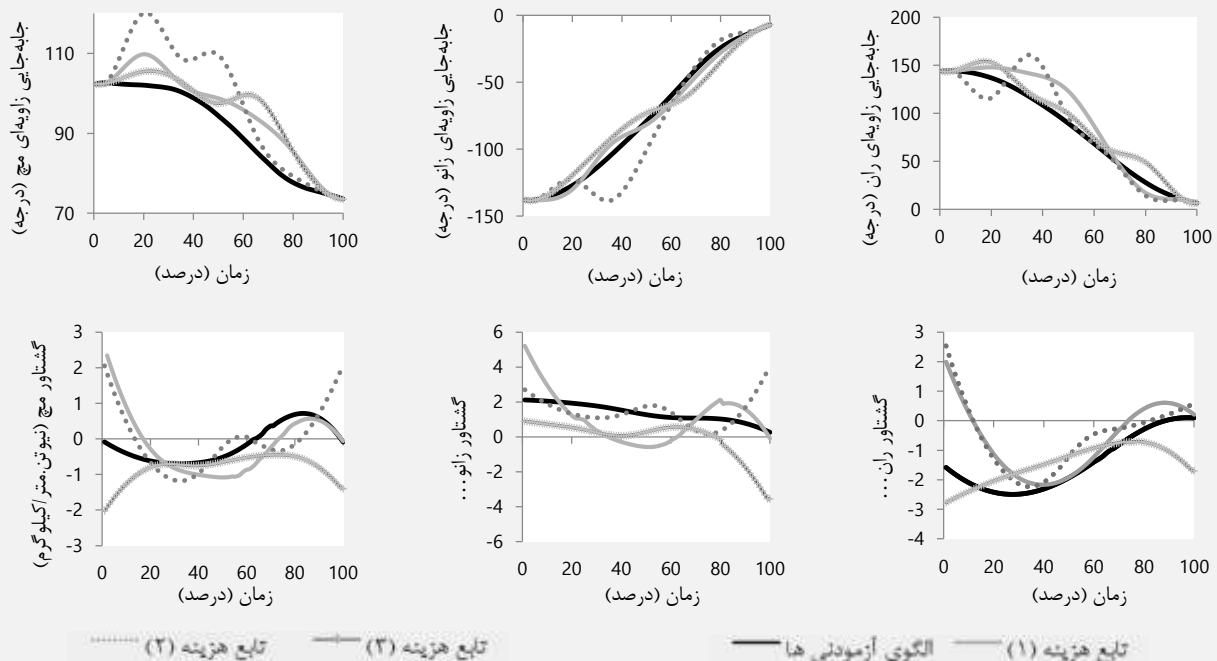
الگوریتم ژنتیک یک روش عمومی و فراابتکاری برای بهینه‌سازی گسسته بوده که از علم ژنتیک اقتباس شده و تئوری آن بر پایه‌ی فرایندهای ژنتیکی استوار است. در این مطالعه با توجه به داده‌های ورودی، شرایط و نیازهای مساله، تغییراتی در الگوریتم ژنتیک ایجاد شده است. بر این اساس جمعیت اولیه‌ی الگوریتم از ۱۰۰ کروموزوم سه‌رشته‌ای تشکیل شده که هر یک از رشته‌ها بیان‌گر مسیر حرکتی یکی از سه مفصل ران، زانو و مچ در صفحه‌ی ساجیتال بوده و از ۹ ژن تصادفی به وجود آمده است. در مجموع ۱۰۰ داده‌ی جابه‌جایی زاویه‌ای در فاصله‌ی بین زمان آغاز و پایان حرکت، در طول رشته قرار گرفته است. با اجرای مدل و ایجاد رقابت، هزینه‌ی هر یک از کروموزوم‌ها محاسبه و جمعیت اولیه به ترتیب رتبه‌بندی شده است. از بین ۱۰۰ کروموزوم جمعیت اولیه، ۴ کروموزوم با بهترین رتبه انتخاب شده و سپس ۶ کروموزوم دیگر به صورت تصادفی و البته هدف‌مند (شانس بیشتر کروموزوم‌های برتر) از کل جمعیت برگزیده شده است تا ضمن حفظ ژن‌های برتر، تنوع ژنتیکی نیز افزایش یابد. چهار کروموزوم برتر به عنوان نرهای گله برگزیده شده که هر کدام با سایر کروموزوم‌های انتخاب شده به روش تک‌نقطه‌ای جفت‌گیری کرده و در نهایت ۴۰ کروموزوم فرزند به وجود آمده است. پس از این مرحله، تمام ۴۰ کروموزوم فرزند تولید شده از فرایند ترکیب، تحت تاثیر جهش قرار گرفته است. در ادامه ۲۰ کروموزوم فرزند نیز به صورت تصادفی به وجود آمده و با انتقال به نسل بعد، جمعیت نسل جدید به ۱۰۰ کروموزوم رسیده است. کروموزوم‌های نسل جدید با ورود به مدل دینامیکی و محاسبه‌ی توابع هزینه به رقابت پرداخته و کل این فرایند برای تولید نسل بعدی، تا زمانی که تنوع ژنتیکی کاهش یافته و جواب تابع به حد قابل قبولی برسد، تکرار شده است. فلوجارت الگوریتم ژنتیک مورد استفاده در این مطالعه در شکل (۳) نشان داده شده است.



شکل (۴) - تغییرات تعادل در طول زمان اجرای حرکت برخاستن توسط آزمودنی‌ها

طرف نزدیک‌تر شود، کیفیت تعادل کاهش یافته و فرد به مرز بی‌تعادلی نزدیک‌تر می‌شود. همان‌طور که در شکل (۴) مشاهده می‌شود، الگوی میانگین آزمودنی‌ها در انتهای مسیر دارای حداکثر تعادل و در ابتدای مسیر دارای مقدار کم‌تری از تعادل است. لازم به ذکر است که طبق پروتکل روش مرز تعادل، در صورت منفی شدن مقدار مرز تعادل، تعادل از بین می‌رود.

میانگین گشتاور مفاصل و مسیر حرکتی بازسازی شده توسط سه تابع هزینه‌ی تعادل و میانگین الگوی اجرا شده توسط آزمودنی‌ها در سه مفصل ران، زانو و مچ در شکل (۵) نشان داده شده است. لازم به ذکر است که گشتاور مفاصل آزمودنی‌ها از طریق مدل‌سازی با روش دینامیک معکوس محاسبه شده است.



شکل (۵) - نمودار جایه‌جایی زاویه‌ی (درجه)-زمان (%) و گشتاور (نیوتن-متر/کیلوگرم)-زمان مفاصل پایین‌تنه در میانگین الگوهای بهینه و الگوی آزمودنی‌ها

هزینه‌ی ۳ (رابطه‌ی ۵) نسبت به توابع هزینه‌ی ۱، ۲ و ۴ خطای مسیر حرکتی آزمودنی‌ها و موقعیت مرکز جرم را به ترتیب به میزان ۰٫۴٪، ۴۰٪ و ۱۹٪ کاهش داده و می‌تواند حرکت آزمودنی‌ها را به صورت مطلوب‌تری پیش‌بینی کند.

میانگین و انحراف استاندارد خطای جذر میانگین مربعات در مسیر حرکتی مفاصل و موقعیت مرکز جرم در الگوی اجرایی توسط آزمودنی‌ها و سه الگوی بازسازی شده در جدول (۱) ارائه شده است. مطابق شکل (۵) و جدول (۱)، استفاده از تابع

جدول (۱) - خطای جذر میانگین مربعات بین الگوی آزمودنی‌ها و الگوهای بازسازی شده (انحراف استاندارد  $\pm$  میانگین)

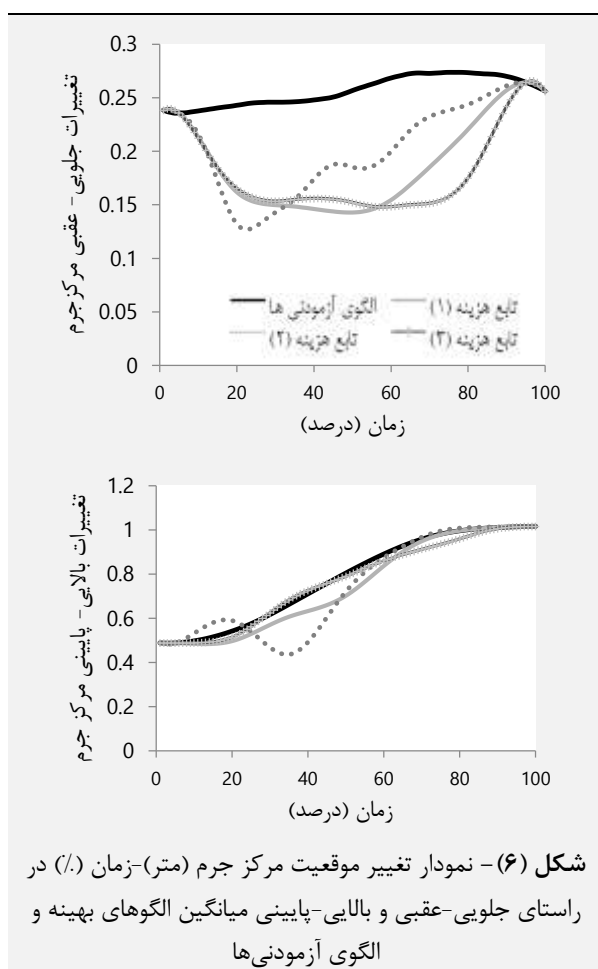
الگوی آزمودنی‌ها	الگوی حاصل از (C1)	الگوی حاصل از (C2)	الگوی حاصل از (C3)
مقدار برآیند خطا در مسیر حرکت مفاصل پایین‌تنه (درجه)	۱۸/۷ $\pm$ ۳/۲	۲۵/۱ $\pm$ ۴/۴	۱۵/۲ $\pm$ ۲/۸
مقدار برآیند خطا در مسیر مرکز جرم (سانتی‌متر)	۹/۳ $\pm$ ۲/۲	۱۱/۰۵ $\pm$ ۲/۴	۸/۹ $\pm$ ۲/۲

به عنوان تابع هزینه برای بهینه‌سازی، باید نقش موثر و کلیدی در اجرای تکلیف مورد نظر داشته باشند. یکی از ملزومات انجام

پیش‌بینی مسیر حرکتی یک مهارت خاص، مستقیماً تحت تأثیر تابع هزینه و قیدهای سیستم است، بنابراین فاکتورهای انتخابی



مرزهای تعادل و وضعیت بهتر از نظر تعادل را انتخاب کرده، تمایل هر سه تابع هزینه به نواحی مرکزی تکیه‌گاه، قابل توجیه و پیش‌بینی است. هم‌چنین در شکل (۶) مشاهده می‌شود که مرکز جرم آزمودنی‌ها در راستای جلویی-عقبی در بهترین حالت از نظر تعادل قرار نداشته و چندان بهینه نمی‌باشد که دلیل آن را می‌توان با ویژگی‌های فیزیکی آزمودنی‌ها مرتبط دانست. به عبارت دیگر احتمالاً برای گروه شرکت کننده در این مطالعه نگاه‌داری مرکز جرم در یک موقعیت ایمن چندان ضروری نبوده و طبق تئوری کنترل بهینه احتمالاً سیستم کنترلی بدن آن‌ها عوامل دیگری مانند گشتاور مفاصل را بهینه‌سازی کرده است. در شکل (۵) مشاهده می‌شود که گشتاور تولید شده در مفاصل پایین‌تنه‌ی آزمودنی‌ها برای ایجاد حرکت برخاستن، به مراتب کم‌تر از سه مدل پیشنهادی در این پژوهش است. به عبارت دیگر الگوی گشتاور آزمودنی‌ها توسط هیچ‌یک از مدل‌ها به صورت مطلوبی بازسازی نشده است. تابع هزینه‌ی ۳ با وجود پیش‌بینی نسبتاً مناسب الگوی حرکتی مفاصل، نیروها و گشتاورهای بیش از حدی را به مدل وارد کرده و با وجود داشتن برتری نسبت به دو تابع هزینه‌ی دیگر، نتوانسته گشتاور بهینه را برای انجام حرکت برخاستن اعمال کند.



حرکات ارادی، داشتن سطح مطلوبی از تعادل است. در اجرای مهارت برخاستن، این عامل به همراه اعمال گشتاور مورد نیاز از اهمیت خاصی برخوردار است [۳]. معمولاً از عامل تعادل در حرکاتی مانند برخاستن به عنوان قید سیستم استفاده شده است [۱۵، ۱۸]. در سال‌های اخیر از تابع هزینه‌ی تعادل، به خصوص روش نقطه‌ی ممان صفر، به وفور برای پیش‌بینی حرکت راه رفتن در حوزه‌های رباتیک و بیومکانیک استفاده شده است [۲۳]. پیش‌بینی مسیر حرکت بدن با استفاده از یک تابع هزینه‌ی مناسب کمک می‌کند تا اطلاعات دقیق‌تری از عمل‌کرد سیستم کنترلی بدن به دست آید. در این زمینه مطالعات گسترده‌ای صورت گرفته و محققان با توابع هزینه‌ی مختلف سعی در انجام این مهم داشته‌اند (۱۰-۱۲، ۱۵، ۲۴). در این خصوص پندی و گارنر (۱۹۹۵) شاخص‌های متعددی از جمله حداقل نیروی عضلانی و حداقل زمان را برای پیش‌بینی حرکت برخاستن به کار برده، اما نتایج مناسبی به دست نیاوردند [۲۵]. صادقی و هم‌کارانش (۲۰۱۳) با استفاده از یک تابع هزینه‌ی چندفازی و ترکیبی توانستند مسیر حرکت مفاصل را در حرکت برخاستن، با خطای نسبتاً کمی ( $7/8 \pm 3$ ) پیش‌بینی کنند. البته آن‌ها با توابع هزینه‌ی دیگری مانند انرژی جنبشی، انتگرال گشتاور و انتگرال تغییرات گشتاور نتوانستند پیش‌بینی دقیقی داشته باشند [۱۵]. در پژوهش حاضر، سه تابع هزینه که هر سه مستقیماً تحت تأثیر مقدار تعادل به دست آمده از روش مرز تعادل بوده، برای پیش‌بینی مسیر حرکت انتخاب شده است. طبق نتایج حاصل از شکل (۵) و جدول (۱)، تابع هزینه‌ی ۳ (رابطه‌ی ۵) توانسته است مسیر حرکتی آزمودنی‌ها را با خطای کم‌تری ( $15/2 \pm 2/8$ ) پیش‌بینی کند. با مربع‌گیری از انتگرال مقدار تعادل، الگوهای حرکتی که از نظر فاکتور تعادل ضعیف‌تر بوده، کم‌تر از الگوهای قوی‌تر افزایش یافته است. بنابراین شانس انتخاب الگوهای حرکتی که از نظر تعادل وضعیت بهتری داشته، افزایش یافته که احتمالاً همین عامل باعث دقت بالاتر تابع هزینه‌ی ۳ نسبت به سایر توابع شده است. تغییرات موقعیت مرکز جرم آزمودنی و مدل‌ها در دو راستای جلویی-عقبی و بالایی-پایینی در شکل (۶) نشان داده شده است. بر اساس نتایج شکل (۶) می‌توان بیان کرد که تابع هزینه‌ی ۳ موقعیت مرکز جرم آزمودنی‌ها را در طول زمان اجرای حرکت در راستای بالایی-پایینی به صورت مطلوبی پیش‌بینی کرده اما در راستای جلویی-عقبی خطای نسبتاً زیادی داشته است. از آن‌جا که توابع هزینه‌ی انتخاب شده در این مطالعه مستقیماً تحت تأثیر موقعیت مرکز جرم در راستای جلویی-عقبی قرار داشته و الگوریتم بهینه‌ساز، الگوهای با فاصله‌ی بیش‌تر از



در این رابطه، T بردار گشتاورهای مفاصل، M ماتریس اینرسی، H بردارهای مرکزگرا و کوریولیس و G بردار گرانش بوده که در زیر بسط داده شده است.

$$\begin{aligned}
 M_{11} &= I_2 + m_3 L_2^2 + m_4 L_2^2 + m_2 L_{c_2}^2 \\
 M_{12} &= L_2(m_4 L_3 + m_3 L_{c_3}) \cos(\theta_1 - \theta_2) \\
 M_{13} &= m_4 L_2 L_{c_4} \cos(\theta_1 - \theta_3) \\
 M_{21} &= L_2(m_4 \times L_3 + m_3 \times L_{c_3}) \cos(\theta_1 - \theta_2) \\
 M_{22} &= I_3 + m_3 L_{c_3}^2 + m_4 L_2^3 \\
 M_{23} &= m_4 L_3 L_{c_4} \cos(\theta_2 - \theta_3) \\
 M_{31} &= m_4 L_2 L_{c_4} \cos(\theta_1 - \theta_3) \\
 M_{32} &= m_4 L_3 L_{c_4} \cos(\theta_2 - \theta_3) \\
 M_{33} &= I_4 + m_4 L_{c_4}^2 \\
 H_1 &= m_4 L_2 L_3 \dot{\theta}_2^2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \\
 &\quad + m_3 L_2 L_{c_3} \dot{\theta}_2^2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \\
 &\quad + m_4 L_2 L_{c_4} \dot{\theta}_3^2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \\
 H_2 &= -m_4 L_2 L_3 \dot{\theta}_1^2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \\
 &\quad - m_3 L_2 L_{c_3} \dot{\theta}_1^2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \\
 &\quad + m_4 L_3 L_{c_4} \dot{\theta}_2^3 \sin(\theta_2 - \theta_3) \\
 H_3 &= -m_4 L_2 L_{c_4} \dot{\theta}_1^2 \sin(\theta_1 - \theta_3) \\
 &\quad - m_4 L_3 L_{c_4} \dot{\theta}_2^2 \sin(\theta_2 - \theta_3) \\
 G_1 &= g(m_2 L_{c_2} + L_2 m_3 + L_2 m_4) \cos(\theta_1) \\
 G_2 &= g(m_4 L_3 + m_3 L_{c_3}) \cos(\theta_2) \\
 G_3 &= g m_4 L_{c_4} \cos(\theta_3)
 \end{aligned}$$

در این روابط،  $L_i$  و  $I_i$  به ترتیب جرم، طول و ممان اینرسی اندامها ( $i=1:4$ ) شامل پا، ساق، ران و بالاتنه بوده و  $L_{c_i}$  موقعیت مرکز جرم اندام از طرف سر دیستال است.

## ۶- مراجع

- [1] E.A. Wikstrom, M.D. Tillman, A.N. Smith, P.A. Borsa, "A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: the dynamic postural stability index," *J Athl Train.*, vol. 40(4), pp. 305-309, 2005.
- [2] R.W. Sattin, "Falls among older persons: a public health perspective," *Annu Rev Publ Health.*, vol. 13(1), pp. 489-508, 1992.
- [3] M.M. Gross, P.J. Stevenson, S.L. Charette, G. Pyka, R. Marcus, "Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women," *Gait Posture.*, vol. 31; 8(3), pp. 175-185, 1998.
- [4] A. Shumway-Cook, M.H. Woollacott, "Motor control: theory and practical applications," Lippincott Williams & Wilkins. Baltimore, MD.1995.

ساختار قامت بهینه زمانی اتفاق می‌افتد که خط ثقل<sup>۱</sup> مستقیماً از مرکز مفصل عبور کند. با این وجود در افراد با ساختار قامت نرمال، خط ثقل از جلوی مفصل مچ عبور کرده و منجر به ایجاد گشتاور دورسی فلکسوری می‌شود. این گشتاور با انقباض اندک عضلات پلانترافلکسور مانند سولئوس و گسترونئوس خنثی شده و ساختار قامت فرد حفظ می‌گردد [۲۶]. در روش مرز تعادل توجهی به نیروی عضلات اطراف مفصل نمی‌شود. طبق رابطه‌ی (۱)، اگر شاخص مرز تعادل بیش‌ترین اختلاف را با مرزهای تکیه‌گاه داشته باشد، در بهترین وضعیت تعادلی قرار دارد. این در حالی است که طبق آناتومی پا، مرکز تکیه‌گاه در صفحه‌ی ساجیتال فاصله‌ی بیش‌تری با مرکز مفصل مچ داشته و قرار گرفتن در این وضعیت نمی‌تواند نشان دهنده‌ی ساختار قامت بهینه باشد. در مطالعه‌ی هنرور و ناکاشیما (۲۰۱۴) [۲۷] تعریف جدیدی از تعادل در وضعیت پویا ارائه شده است. در این مطالعه بیان شده است که علاوه بر دو عامل موقعیت و سرعت خطی مرکز جرم، عوامل دیگری مانند حداکثر گشتاور مفاصل نیز در حفظ تعادل در ساختارهای قامت مختلف نقش دارند [۲۷]. معادلات مربوط به این روش برای سیستم‌های دو و سه لینکی بیان شده که برای محاسبه‌ی آن به حداکثر گشتاور مفاصل در یک انقباض ارادی نیاز است و بنابراین استفاده از آن در مطالعه‌ی حاضر امکان‌پذیر نمی‌باشد. به نظر می‌رسد که با فراهم کردن تمام فاکتورهای ورودی و انتخاب این مدل به عنوان تابع هزینه، علاوه بر تعادل می‌توان گشتاور مفاصل را نیز در مساله وارد کرده و الگوی حرکتی طیف گسترده‌ای از آزمودنی‌ها را به صورت دقیق‌تری پیش‌بینی نمود.

## ۴- نتیجه‌گیری

در برنامه‌ریزی مسیر حرکت برخاستن عواملی بیش از موقعیت و سرعت خطی مرکز جرم بدن دخیل است. در واقع روش مرز تعادل نتوانسته با دقت مطلوبی الگوی حرکتی آزمودنی‌ها را پیش‌بینی کند. با این وجود به نظر می‌رسد که استفاده از عامل تعادل به صورت ترکیبی با سایر توابع هزینه می‌تواند در حرکات وضعیتی و تمام‌بدن، به بهبود دقت پیش‌بینی و متعاقب آن شناسایی عمل‌کرد سیستم عصبی مرکزی کمک کند.

## ۵- پیوست

فرم کلی معادله‌ی حرکت مدل دینامیکی جهت محاسبه‌ی گشتاور به صورت زیر است.

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

<sup>۱</sup> Line of Gravity

- [17] V. Bonnet, C. Mazzà, P. Fraisse, A. Cappozzo, "An optimization algorithm for joint mechanics estimate using inertial measurement unit data during a squat task," In Engineering in Medicine and Biology Society, Annual International Conference of the IEEE, pp. 3488-3491, 2011.
- [18] A. KhazeniFard, F. Bahrami, M.E. Andani, M.N. Ahmadabadi, "An energy efficient gait trajectory planning algorithm for a seven linked biped robot using movement elements," Iranian Conference on Electrical Engineering, pp. 1006-1011, 2015.
- [19] M. Termeh, Mahdie, A. Ghanbarzadeh, M.H. Honarvar, K. Heidari Shirazi, "Dynamic balance Evaluation of the Seven-link Model in Single Support Phase of Walking based on probability of realization," Iran J Biomed Eng, vol. 13(4), pp. 375-387, 2020.
- [20] D.A. Winter, "Biomechanics and Motor Control of Human Movement," (2nd Edition Ed.), John Wiley and Sons Inc, pp. 82-107. 2009.
- [21] M. Galli, M. Crivellini, F. Sibella, A. Montesano, P. Bertocco, C. Parisio. "Sit-to-stand movement analysis in obese subjects," Int J Obes, vol. 24, pp. 1488-1492, 2000.
- [22] M.R. Yeadon, M.A. King, C. Wilson, "Modeling the maximum voluntary joint torque/angular velocity relationship in human movement," J Biomech, vol. 39, pp. 476-482, 2006.
- [23] Y. Xiang, J.S. Arora, K. Abdel-Malek, "Physics-based modeling and simulation of human walking: a review of optimization-based and other approaches," Struct Multidiscip O., vol. 42(1), pp. 1-23, 2010.
- [24] M. Parnianpour, J.L. Wang, A. Shirazi-Adl, B. Khayatian, G. Lafferriere, "A computational method for simulation of trunk motion: towards a theoretical based quantitative assessment of trunk performance," Biomed Eng., vol. 11, pp. 27-38, 1999.
- [25] M.G. Pandy, B.A. Garner, F.C. Anderson, "Optimal control of non-ballistic muscular movements: a constraint performance criterion for rising from a chair," J Biomech., vol. 117, pp. 15-25, 1995.
- [26] D.A. Neumann. "Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation". Elsevier Health Sciences, 2013.
- [27] M.H. Honarvar, M. Nakashima. "A new measure for upright stability," J Biomech., vol. 22; 47(2), pp. 560-567, 2014.
- [5] D.A. Winter, "ABC (anatomy, biomechanics and control) of balance during standing and walking," Waterloo Biomechanics. Waterloo, Canada. 1995.
- [6] A.L. Hof, M.G. Gazendam, W.E. Sinke, "The condition for dynamic stability," J Biomech., vol. 31; 38(1), pp. 1-8, 2005.
- [7] P. Sardain, G. Bessonnet, "Forces acting on a biped robot. Center of pressure-zero moment point," IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part A: Systems and Humans, vol. 34(5), pp. 630-637, 2004.
- [8] M. Fujimoto, L.S Chou, "Dynamic balance control during sit-to-stand movement: an examination with the center of mass acceleration." J Biomech, vol. 45(3), pp. 543-548, 2020.
- [9] A. Tarun, A. Oates, K. Lynd, K.E. Musselman, "Current state of balance assessment during transferring, sitting, standing and walking activities for the spinal cord injured population: A systematic review," J Spinal Cord Med, vol. 43(1), pp. 10-23, 2020.
- [10] J. Nishii, Y. Taniai, "Evaluation of trajectory planning models for arm-reaching movements based on energy cost," Neural Comput., vol. 21, pp. 2634-2647, 2009.
- [11] J. Friedman, T. Flash, "Trajectory of the index finger during grasping," Exp Brain Res., vol. 196, pp. 497-509, 2009.
- [12] A. Biess, D.G. Liebermann, T. Flash, "A computational model for redundant human three-dimensional pointing movements: integration of independent spatial and temporal motor plans simplifies movement dynamics," J Neurosci., vol. 27, pp. 13045-13064, 2007.
- [13] T. Flash, N. Hogan, "The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model," J Neurosci., vol. 1; 5(7), pp. 1688-1703, 1985.
- [14] J. Kuželický, M. Žefran, H. Burger, T Bajd, "Synthesis of standing-up trajectories using dynamic optimization," Gait Posture., vol. 21(1), pp. 1-11, 2005.
- [15] M. Sadeghi, M. Andani, F. Bahrami, M. Parnianpour, "Trajectory of human movement during sit to stand: a new modeling approach based on movement decomposition and multi-phase cost function," Exp Brain Res., vol. 229(2), pp. 221-234, 2013.
- [۱۶] M. Hajlotfalian, A. Redaei, H. Sadeghi. "Biomechanical modeling of selected methods of load carriage to improve military capabilities of troops," J Sport Biomech. Accepted, 2016. (Persian).