



A New Approach in Dynamic Analysis of Human 3D Gait in the Presence of Sliding Mode Controller

Rostami Barooji, Hossein¹ / Ohadi, Abdolreza^{2*} / Towhidkhah, Farzad³

¹ - Ph.D. Student, Department of Mechanical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

² - Professor, Department of Mechanical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

³ - Professor, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2024.2018711.1877

Received: 24 December 2023

Revised: 15 January 2024

Accepted: 4 February 2024

KEYWORDS

Gait
Walking
Dynamic Modeling
3D Analysis
Sliding Mode
Rotation Sequence

ABSTRACT

Despite the extensive progress in the field of biomechanics of human gait, a suitable gait model with the ability to simulate the control system of the human brain has not yet been presented, especially in 3D mode. The importance of the issue increases when the simulation of human walking is one of the main requirements of designers of biomechanical equipment such as artificial organs, wearable robots and humanoid robots. Regarding the constraints and complexities of previous studies, in this research, a forward dynamic 3D model of gait based on sliding mode controller (SMC) is presented, which simulates the walking behavior of healthy individual on the ground in different movement phases. One of the strengths of this research is the comprehensive and analytical review of 3D rotation consequences of the joints coordinate systems, which is done with 11 DOF inverse dynamic model. Based on the obtained results, the SMC controller is well able to produce stable 3D human gait. Also, in 3D gait analysis, the Cardan rotation sequence is not suitable and YXZ order should be used. This outcome is a very useful result for 3D motion generation for human like walking pattern. The results of this study can be used in the design of humanoid robots, active and passive prostheses. Also, the presented model can simulate the walking of an amputee with a prosthesis and the role of the controller in the path, which is very important and beneficial in terms of rehabilitation.

***Corresponding Author**

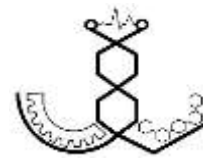
Address: Department of Mechanical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

Postal Code: 15875-4413

E-Mail: a_r_ohadi@aut.ac.ir

Tel: +98-21-64543484





رویکرد نو در تحلیل دینامیک راه رفتن سه‌بعدی انسان در حضور کنترل کننده‌ی مد لغزشی

رستمی باروجی، حسین^۱ / اوحدی، عبدالرضا^{۲*} / توحیدخواه، فرزاد^۳

^۱ - دانشجوی دکتری، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

^۲ - استاد، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

^۳ - استاد، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2024.2018711.1877

پذیرش: ۱۵ بهمن ۱۴۰۲

بازنگری: ۲۵ دی ۱۴۰۲

ثبت در سامانه: ۳ دی ۱۴۰۲

چکیده

واژه‌های کلیدی

با وجود پیش‌رفت‌های گسترده در زمینه‌ی مطالعه‌ی بیومکانیک راه رفتن انسان، هنوز مدل راه رفتن مناسب با قابلیت شبیه‌سازی سیستم کنترل مغز انسان خصوصاً در حالت سه‌بعدی ارائه نشده است. اهمیت موضوع زمانی بیش‌تر می‌شود که شبیه‌سازی راه رفتن انسان یکی از نیازمندی‌های اصلی طراحان تجهیزات بیومکانیکی نظیر اندام‌های مصنوعی، ربات‌های پوشیدنی و ربات‌های انسان‌نما است. با توجه به محدودیت‌ها و پیچیدگی مطالعات پیشین، در این تحقیق یک مدل دینامیکی سه‌بعدی بر اساس کنترل کننده‌ی مد لغزشی (SMC) ارائه شده است که رفتار راه رفتن فرد سالم روی زمین را در مراحل مختلف حرکتی شبیه‌سازی می‌کند. در این پژوهش بررسی جامع و تحلیلی از پیامدهای انتخاب ترتیب دوران سه‌بعدی سیستم مختصات مفاصل صورت گرفته که با مدل دینامیک معکوس ۱۱ درجه‌ی آزادی انجام شده است. بر اساس نتایج به دست آمده، کنترل کننده‌ی SMC با خطای حداقلی قادر به تولید راه رفتن سه‌بعدی انسان است. همچنین در تحلیل راه رفتن سه‌بعدی (آنالیز گیت) این نتیجه حاصل شده است که توالی چرخش کاردان مناسب دینامیک پیچیده‌ی راه رفتن سه‌بعدی نیست و باید از ترتیب YXZ استفاده شود چرا که بدون این تغییر، سینماتیک مفاصل متحمل پرش‌های غیرفیزیکی و خطای محاسبات خواهد شد. از نتایج این تحقیق می‌توان در طراحی و شبیه‌سازی سیستم کنترل ربات‌های انسان‌نما، ربات‌های پوشیدنی و پروتزه‌های فعال و غیرفعال استفاده کرد.

گیت

راه رفتن

مدل‌سازی دینامیک

آنالیز سه‌بعدی

مد لغزشی

ترتیب دوران

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

تلفن: +۹۸-۲۱-۶۴۵۴۳۴۸۴

پست الکترونیک: a_r_ohadi@aut.ac.ir

کد پستی: ۱۵۸۷۵-۴۴۱۳



۱- مقدمه

یکی از چالش‌های موجود در مطالعه‌ی بیومکانیک راه رفتن سه‌بعدی انسان، داشتن مدل مناسب برای شبیه‌سازی رفتار سینماتیک و سینتیک راه رفتن است. این مدل هم برای شبیه‌سازی رفتار سیستم و هم برای مطالعه‌ی عمل‌کرد کنترلی مغز حائز اهمیت است. یکی از جدیدترین گرایش‌های تحقیقاتی در زمینه‌ی بیومکانیک، طراحی و استفاده از پروتزهای فعال اندام‌های تحتانی است. دست‌رسی به یک مدل دینامیکی مناسب از راه رفتن انسان در طراحی این تجهیزات بسیار مهم است. بنابراین ارائه‌ی مدل مناسبی از الگوی راه رفتن برای بررسی رفتار و عمل‌کرد سیستم کنترل طراحی شده برای پروتزهای فعال به طور خاص برای حالت زیر زانو ضروری است. شبیه‌سازی راه رفتن انسان به دلیل معادلات حرکتی شدیداً غیرخطی انسان، دینامیک پیچیده‌ی عضلات و تماس پا با زمین، یک مشکل پیچیده در بیومکانیک است [۱]. اولین مدل دینامیکی ارائه شده برای راه رفتن طبیعی انسان، مدل دینامیکی غیرفعال ارائه شده در مقاله‌ی [۲] است که می‌تواند رفتار انسان را به خوبی و به راحتی نشان دهد. این مدل دوبعدی از دو پای صلب تشکیل شده که توسط یک مفصل لولایی به هم متصل شده و هر پا شامل مفصل انگشت است. یکی از معایب این نوع مدل‌سازی، حذف مفصل زانو است زیرا در این حالت پا به زمین ساییده می‌شود. همچنین این مدل بسیار ساده بوده و از آن‌جا که کاملاً غیرفعال است، نمی‌توان گشتاورهای مفاصل انسان را با این مدل در حین راه رفتن معمولی بررسی کرد.

نسل بعدی مدل‌های دینامیکی راه رفتن، مدل ۵-لینکی ارائه شده در مقالات [۳، ۴] است. این مدل از لینک بالاتنه، ۲ لینک ران و ۲ ساق تشکیل شده است. این مدل اگر چه ساده است و می‌تواند الگوی راه رفتن بهتری را نسبت به مدل‌های غیرفعال ایجاد کند، اما فقدان لینک کف پا توانایی مدل را برای شبیه‌سازی فیزیک چندفازی راه رفتن معمولی به ویژه در مراحل فرعی فاز ایستایش محدود می‌کند. به همین دلیل در دهه‌های گذشته مدل ۷-لینکی راه رفتن ارائه شده است. این مدل از ۷ لینک صلب تشکیل شده [۵-۸] یعنی HAT^۱ که شامل سر، بازوها و بالاتنه بوده و ۶ اندام دیگر که شامل ۲ ران، ۲ ساق و ۲ پا است. فرض بر این است که این اندام‌ها توسط یک لولا در مفاصل ران، زانو و مچ پا به هم متصل شده‌اند و به طور کلی ۷ درجه‌ی آزادی دارند. یکی از مسائل مهم در این نوع مدل‌سازی، بررسی تماس بین پای ثابت و زمین بوده که با استفاده از مدل‌های مختلف از جمله مدل تماس نفوذی تشریح

شده است [۵]. در این مدل گشتاورهای مفاصل با استفاده از روش بهینه‌سازی دینامیکی مستقیم به دست می‌آید. این نوع مدل‌سازی اثر کار مفصل انگشت پا را در نظر نمی‌گیرد. همچنین گشتاورهای به دست آمده از شبیه‌سازی با داده‌های تست متفاوت است. سه‌بعدی نبودن این مدل نیز مشکل عدم امکان بررسی رفتار خارج از صفحه‌ی مفاصل را ایجاد می‌کند. با این وجود پرکاربردترین مدل تحلیل سینماتیک و جنبشی راه رفتن انسان، مدل ۷-لینکی است. دسته‌ی دیگری از مدل‌های راه رفتن، مدل‌های اسکلتی عضلانی هستند [۹-۱۱] که اگر چه عمل‌کرد مناسبی در مطالعه‌ی فیزیولوژی عمل‌کرد عضلات انسان دارند، اما پیچیدگی مدل‌سازی استفاده از آن‌ها را در شبیه‌سازی راه رفتن محدود کرده است. همچنین برای شبیه‌سازی راه رفتن دوپا یا شبیه‌سازی راه رفتن انسان با ربات مانند اسکلت بیرونی و پروتز به دلیل تمرکز بیش‌تر بر رفتار تجهیزات در تعامل با انسان، سادگی مدل بسیار حائز اهمیت است. در زمینه‌ی مدل‌سازی سه‌بعدی نیز فعالیت پژوهشی روی روش‌های مبتنی بر کنترل وجود نداشته و مطالعات محدود متمرکز بر شبیه‌سازی دینامیک معکوس بوده است [۱۲، ۱۳]. با توجه به مطالعات پیشین، ارائه‌ی یک مدل ساده و البته جامع راه رفتن برای طراحی و کنترل اندام مصنوعی ضروری به نظر می‌رسد به گونه‌ای که بتوان رفتار حرکتی و جنبشی راه رفتن را به راحتی و با دقت مطالعه کرد. با توجه به کاستی‌هایی که برای مدل‌های قبلی راه رفتن ذکر شده، در این تحقیق یک مدل دینامیک مستقیم سه‌بعدی مبتنی بر کنترل کننده‌ی مد لغزشی^۲ (SMC) ارائه شده است که رفتار راه رفتن فرد سالم روی زمین را در مراحل مختلف حرکت شبیه‌سازی می‌کند. یکی از نقاط قوت این پژوهش، سه‌بعدی بودن مدل‌سازی صورت گرفته است که قرابت حداکثری با فیزیک راه رفتن طبیعی انسان دارد. علاوه بر این در فاز آنالیز گیت اثر چگونگی انتخاب و ترتیب دستگاه‌های دوران و اثر آن روی نتایج مورد تحلیل دقیق قرار گرفته است که در نوع خود مشابهی ندارد. از نتایج این مطالعه می‌توان در طراحی پروتزهای فعال و غیرفعال استفاده کرد. انجام این فعالیت می‌تواند از نظر کاهش هزینه‌های ساخت، ارزیابی و آزمایش بسیار مقرون به صرفه باشد.

در این مقاله ابتدا ساختار کلی مدل سه‌بعدی تشریح شده و فرضیات مدل‌سازی بیان شده است. در ادامه نحوه‌ی کلی به دست آوردن معادلات حاکم بر سیستم به صورت دقیق تشریح شده و معادلات کل سیستم به دست آمده است. صحنه‌گذاری معادلات با استفاده از مدل Matlab SimMechanics در فاز بعد

^۲ Sliding Mode Controller^۱ Head, Arms and Trunk

زاویه‌ها نیز نسبت به محور عمود سنجیده شده و در جهت پادساعت‌گرد مثبت فرض شده است. هم‌چنین محور x در راستای راه رفتن افق و جهت z بیرون صفحه‌ی ساجیتال است.

۳- به دست آوردن معادلات حاکم

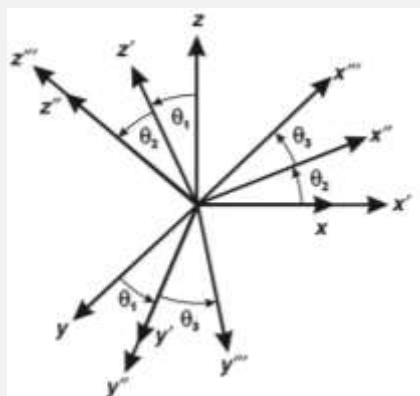
فرم کلی معادلات مشابه با حالت دوبعدی بوده با این تفاوت که تعداد معادلات از ۷ به ۱۱ افزایش یافته است. بنابراین برای به دست آوردن معادلات لاگرانژ کافی است موقعیت و سرعت خطی و دورانی مراکز جرم هر ۷ لینک به دست آید. از آن‌جا که نیاز به آنالیز سه‌بعدی وجود دارد، از ماتریس‌های دوران برای به دست آوردن موقعیت مراکز جرم استفاده شده است. مشابه رویه‌ی Winter در مقاله‌ی [۱۴] فرم کلی ماتریس‌های دوران به صورت روابط (۱) تا (۴) است. بنا به توصیه‌ی مقالات [۱۴، ۱۵] از ترتیب دوران کاردان (" $x-y-z$ ") برای محاسبه‌ی برداری موقعیت استفاده شده است (شکل ۲).

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c_1 & s_1 \\ 0 & -s_1 & c_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} = [\Phi_1] \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (۱)$$

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_2 & 0 & -s_2 \\ 0 & 1 & 0 \\ s_2 & 0 & c_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} = [\Phi_2] \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{bmatrix} \quad (۲)$$

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_3 & s_3 & 0 \\ -s_3 & c_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = [\Phi_3] \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} \quad (۳)$$

$$\hookrightarrow \begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{bmatrix} = [\Phi_3][\Phi_2][\Phi_1] \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \\ z_0 \end{bmatrix} \quad (۴)$$



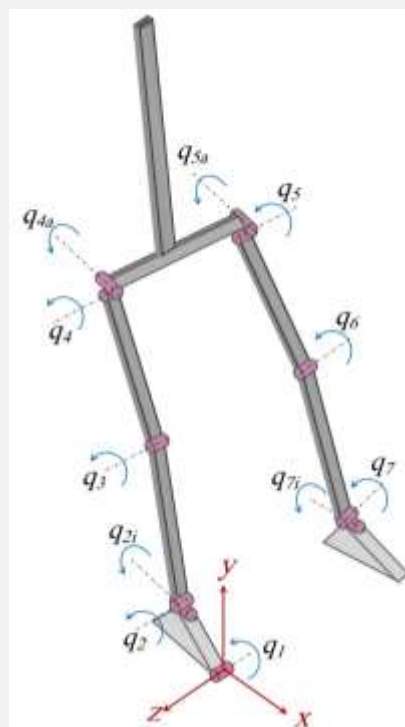
شکل (۲) - دوران‌های مورد نیاز برای موقعیت‌دهی سه‌بعدی

در این روابط (x_0, y_0, z_0) مختصات یک نقطه در دستگاه xyz است که با استفاده از ماتریس دوران $[\Phi_1]$ حول محور x (به میزان θ_1)، $[\Phi_2]$ حول محور y' (به میزان θ_2) و $[\Phi_3]$ حول محور z'' (به میزان θ_3)، مختصات همین نقطه در دستگاه $x'''y'''z'''$ به صورت (x_3, y_3, z_3) به دست می‌آید. هم‌چنین در ماتریس‌های دوران، c_1 مخفف $\cos(\theta_1)$ و s_1 مخفف $\sin(\theta_1)$ بوده و برای

صورت گرفته است. در ادامه آنالیز جامع سه‌بعدی از گیت با استفاده از داده‌های ثبتی آزمایشگاهی انجام شده و منحنی‌های مرجع راه رفتن عادی به دست آمده است. در مرحله‌ی بعد طراحی کنترل کننده‌ی مناسب صورت گرفته و در انتها شبیه‌سازی راه رفتن با استفاده از کنترل کننده انجام شده و مورد تحلیل قرار گرفته است. انتظار می‌رود که با استفاده از نتایج این پژوهش ارزیابی دقیق‌تری از دینامیک راه رفتن سه‌بعدی انسان به دست آید و ابزار مناسبی برای تحلیل عمل‌کرد اندام‌های مصنوعی با کارکرد سه‌بعدی فراهم شود.

۲- ساختار کلی مدل سه‌بعدی

مطابق شکل (۱) مدل سه‌بعدی این مقاله شامل ۲ کف پای مثلثی، ۲ ساق، ۲ ران و ۱ بدنه (۷ لینک) است. دو درجه‌ی آزادی در هر مچ برای مشاهده‌ی چرخش خارج از صفحه‌ی مفصل مچ به همراه دو درجه‌ی آزادی در مفصل ران برای مشاهده‌ی فیزیکی رفتار سه‌بعدی راه رفتن در نظر گرفته شده است. در مقایسه با مدل دوبعدی، در حالت سه‌بعدی زوایای خارج از صفحه‌ی مفاصل مچ با اضافه کردن زینویس i (اینورژن) و مفاصل ران با افزودن زینویس a (ابداکشن) نشان داده شده و q نمایان‌گر زاویه‌ی مطلق لینک است.



شکل (۱) - مدل شماتیک راه رفتن سه‌بعدی انسان

این مدل دارای ۱۱ درجه‌ی آزادی است (۷ حرکت داخل صفحه‌ی ساجیتال و ۴ حرکت روی صفحه‌ی فرانتال). تمام

$$r_A = s \begin{bmatrix} \cos(\theta_s) \\ \sin(\theta_s) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$xy \xrightarrow{Rz(q_1)} x'y' \Rightarrow Rz(q_1)|_{@A} = \begin{bmatrix} \cos(q_1) & \sin(q_1) & 0 \\ -\sin(q_1) & \cos(q_1) & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$r_{G_{lf}/A}|_{x'y'} = \begin{bmatrix} 0 \\ r_f \\ 0 \end{bmatrix} \xrightarrow{Rz(-q_1)} \begin{bmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \end{bmatrix}; Rz(-q_1) = \begin{bmatrix} \cos(q_1) & -\sin(q_1) & 0 \\ \sin(q_1) & \cos(q_1) & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$r_{G_{lf}} = r_A + r_{G_{lf}/A} = r_A + Rz(-q_1) \begin{bmatrix} 0 \\ r_f \\ 0 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$r_B = r_A + r_{B/A} = r_A + Rz(-q_1) \begin{bmatrix} 0 \\ L_f \\ 0 \end{bmatrix} \quad (9)$$

در این روابط $Rz(q_1)|_{@A}$ نشان دهنده‌ی دوران q_1 حول محور z دستگاه xyz قرار گرفته در نقطه‌ی A و $r_{G_{lf}/A}|_{x'y'}$ دال بر موقعیت مرکز جرم لینک کف پای چپ (فرض پای چپ ایستا) نسبت به مفصل پنجه در دستگاه مختصات متحرک $x'y'$ است. ضمناً پارامترهای آنروپومتري r_f (فاصله‌ی مرکز جرم لینک کف پا از مفصل پنجه) و L_f (فاصله‌ی مفصل مچ از پنجه) دارای تعاریف و مقادیر مشابه بخش قبل هستند. سرعت و شتاب نقاط مهم کف پا بر اساس روابط نسبی به صورت زیر است.

$$V_{G_{lf}} = V_A + V_{G_{lf}/A} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \omega_{lf} \times r_{G_{lf}/A}; \omega_{lf} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{q}_1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$V_B = V_A + V_{B/A} = V_A + \omega_{lf} \times r_{B/A} \quad (11)$$

$$\omega_{lf}|_{x'y'} = Wxy_{lf} = Rz(-q_1)^T \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{q}_1 \end{bmatrix} \quad (12)$$

$$a_{G_{lf}} = a_A + a_{G_{lf}/A} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \alpha_{lf} \times r_{G_{lf}/A} + \omega_{lf} \times (\omega_{lf} \times r_{G_{lf}/A}) \quad (13)$$

$$\alpha_{lf} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{q}_1 \end{bmatrix} \quad (14)$$

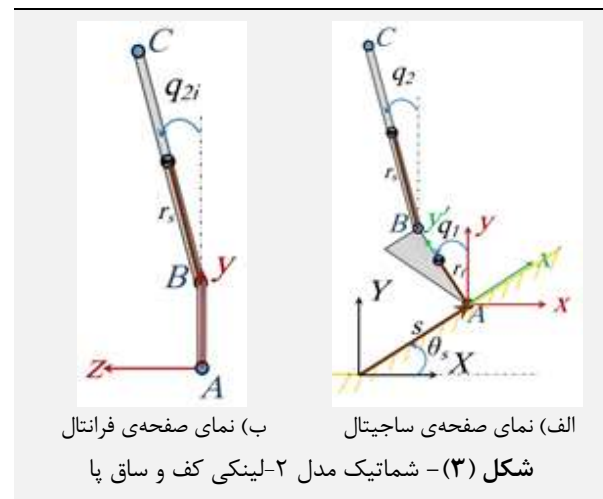
$$a_B = a_A + a_{B/A} = a_A + \alpha_{lf} \times r_{B/A} + \omega_{lf} \times (\omega_{lf} \times r_{B/A})$$

در این روابط V_A و V_B سرعت و a_A و a_B شتاب مفصل A و B است. هم‌چنین $V_{G_{lf}}$ و $a_{G_{lf}}$ سرعت و شتاب مرکز جرم لینک کف پای چپ در دستگاه ماند و ω_{lf} و α_{lf} سرعت و شتاب زاویه‌ی لینک کف پا در دستگاه ثابت و ماند است. با داشتن موقعیت و سرعت مرکز جرم لینک کف پا در دستگاه ماند و سرعت دورانی در دستگاه متحرک $x'y'$ ($\omega_{lf}|_{x'y'} = Wxy_{lf}$)، محاسبات انرژی جنبشی و پتانسیل کف پا به صورت زیر قابل

دوران‌های θ_2 و θ_3 نیز از الگوی نمایش مشابه استفاده شده است. به منظور آگاهی پیدا کردن از روند کلی محاسبات، برای دو مدل ۲-لینکی و ۳-لینکی روابط به دست آمده و توسعه‌ی فرایند به مدل جامع صورت گرفته است.

۳-۱- معادلات مدل ۲-لینکی

برای یافتن معادلات حاکم ابتدا موقعیت نقاط مهم از جمله مفاصل و مراکز جرم لینک‌های متحرک به دست آمده است. برای حالت راه رفتن روی سطح شیب‌دار و فرض فاز حرکتی لولا از پنجه (جامع‌ترین حالت معادلات حرکتی)، شماتیک مدل ۲-لینکی مطابق شکل (۳) است. در این مدل، دستگاه مختصات ماند با XYZ و دستگاه مختصات محلی در محل لولای پنجه روی سطح شیب‌دار و با xyz نشان داده شده است.



با توجه به روابط (۱) و (۲) و به کارگیری روابط برداری موقعیت، سرعت و شتاب نسبی نقاط مختلف روی مجموعه‌ی اجسام صلب متحرک در فضای سه‌بعدی، به ترتیب برای دو لینک کف پا و ساق پا مقدار سرعت، شتاب مرکز جرم به همراه انرژی جنبشی و پتانسیل هر کدام از لینک‌ها برای به کارگیری در معادلات لاگرانژ و نیوتن به دست آمده است.

۳-۱-۱- روابط لینک کف پا

ابتدا موقعیت مفصل پنجه، مچ و مرکز جرم لینک کف پا مشابه آن‌چه در روابط (۵) تا (۹) آمده، محاسبه شده است. در این روابط θ_s و s پارامترهای سطح شیب‌دار هستند که به ترتیب زاویه و موقعیت مفصل پنجه نسبت به سطح صاف را نشان می‌دهند. از آن‌جا که لینک کف پا تنها در صفحه‌ی ساجیتال حرکت دارد و زاویه‌ی مطلق آن با q_1 نمایش داده شده، موقعیت مفصل لولای پنجه (۲A)، مرکز جرم لینک کف پا ($r_{G_{lf}/A}$) و مفصل مچ (r_B) به صورت روابط زیر است.

در این روابط دستگاه $x''y''z''$ متصل به لینک ساق پا است که از دوران دستگاه $x'y'z'$ مستقر در نقطه‌ی B حول محور z' به میزان q_2 به دست می‌آید. برای به دست آوردن سرعت، شتاب و انرژی جنبشی و پتانسیل لینک ساق پا، طی روندی مشابه لینک کف پا تمام روابط مورد استفاده به صورت زیر است.

$$V_{G_{1s}} = V_B + V_{G_{1s}/B} = V_B + \omega_{1s} \times r_{G_{1s}/B} \quad (26)$$

$$\omega_{1s} = \begin{bmatrix} \dot{q}_{2i} \\ 0 \\ \dot{q}_2 \end{bmatrix} \quad (26)$$

$$V_C = V_B + V_{C/B} = V_B + \omega_{1s} \times r_{C/B} \quad (27)$$

$$\omega_{1s}|_{x''y''z''} = Wxy_{1s} = (Rx(-q_{2i}).Rz(-q_2))^T \begin{bmatrix} \dot{q}_{2i} \\ 0 \\ \dot{q}_2 \end{bmatrix} \quad (28)$$

$$Wrel_{1s|f} = (Rx(-q_{2i}).Rz(-q_2))^T (\omega_{1s} - \omega_{1f}) \quad (29)$$

$$a_{G_{1s}} = a_B + a_{G_{1s}/G} = a_B + \alpha_{1s} \times r_{G_{1s}/G} + \omega_{1s} \times (\omega_{1s} \times r_{G_{1s}/G}) \quad (30)$$

$$\alpha_{1s} = \begin{bmatrix} \ddot{q}_{2i} \\ 0 \\ \ddot{q}_2 \end{bmatrix} \quad (30)$$

$$a_C = a_B + a_{C/B} = a_B + \alpha_{1s} \times r_{C/B} + \omega_{1s} \times (\omega_{1s} \times r_{C/B}) \quad (31)$$

$$[I_s] = \begin{bmatrix} I_{s_x} & 0 & 0 \\ 0 & I_{s_y} & 0 \\ 0 & 0 & I_{s_z} \end{bmatrix} \quad (32)$$

$$T_2 = \frac{1}{2} m_s (\{V_{G_{1s}}\}^T \cdot \{V_{G_{1s}}\}) + \frac{1}{2} (\{Wxy_{1s}\}^T [I_s] \{Wxy_{1s}\}) \quad (33)$$

$$V_2 = m_s \cdot g \cdot y_{G_{1s}} \quad (34)$$

$$Ve_2 = \frac{1}{2} k_a (q_2 + \alpha - \frac{\pi}{2} - q_1)^2 + \frac{1}{2} k_{ai} q_{2i}^2 \quad (35)$$

$$R_{1a} = \frac{1}{2} (\{Wrel_{1s}\}^T [C_{1a}] \{Wrel_{1s}\}) \quad (36)$$

$$[C_{1a}] = \begin{bmatrix} c_{ai} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & c_a \end{bmatrix} \quad (37)$$

در این روابط $[I_s]$ ماتریس اینرسی ساق، k_a و k_{ai} سختی مچ در صفحه‌های ساجیتال و فرانتال، c_a و c_{ai} میرایی مچ در دو درجه‌ی آزادی، $Wrel_{1s}$ سرعت دورانی ساق نسبت به کف پا در دستگاه ماند و T_2 ، V_2 ، R_{1a} و Ve_2 ، پتانسیل گرانشی، پتانسیل کشسانی و تابع اتلاف رایلی برای لینک ساق پا و مفصل مچ است. در این روابط با هدف ساده‌سازی، ماتریس اینرسی و میرایی قطری فرض شده است.

۲-۳- فرم کلی معادلات

با داشتن انرژی‌های جنبشی، پتانسیل و اتلافی تک‌تک اجزای متحرک سیستم دینامیکی می‌توان با روش لاگرانژ معادلات

انجام است. برای شبیه‌سازی رفتار فنریت و میرایی عضلات در مفاصل، مقدار سختی k_t و میرایی ثابت c_t در مفصل پنجه فرض شده است که در معادلات انرژی این لینک خود را نشان می‌دهد.

$$[I_f] = \begin{bmatrix} I_{f_x} & 0 & 0 \\ 0 & I_{f_y} & 0 \\ 0 & 0 & I_{f_z} \end{bmatrix} \quad (15)$$

$$T_1 = \frac{1}{2} m_f (\{V_{G_{1f}}\}^T \cdot \{V_{G_{1f}}\}) + \frac{1}{2} (\{Wxy_{1f}\}^T [I_f] \{Wxy_{1f}\}) \quad (16)$$

$$V_1 = m_f \cdot g \cdot y_{G_{1f}} \quad (17)$$

$$Ve_1 = \frac{1}{2} k_t (\alpha - \frac{\pi}{2} - q_1)^2 \quad (18)$$

$$R_{1t} = \frac{1}{2} (\{Wrel_{1f}\}^T [C_{1t}] \{Wrel_{1f}\}) \quad (19)$$

$$[C_{1t}] = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & c_t \end{bmatrix} \quad (20)$$

در این روابط $[I_f]$ ماتریس ممان اینرسی لینک کف پا در دستگاه و جهت‌های مختصات اصلی و T_1 ، V_1 ، R_{1t} و Ve_1 به ترتیب انرژی‌های جنبشی، پتانسیل گرانشی، پتانسیل کشسانی و تابع اتلاف رایلی برای لینک متحرک کف پا و مفصل پنجه است.

۳-۱-۲- روابط لینک ساق پا

برای لینک ساق پا مطابق شکل (۳) علاوه بر حرکت داخل صفحه‌ی ساجیتال q_2 ، دوران q_{2i} در صفحه‌ی فرانتال به دلیل حرکت اینورژن/اورژن مچ وجود دارد که حرکات لینک ساق پا را سه‌بعدی می‌کند. بنابراین تفاوت اصلی این حالت با شرایط لینک کف پا، دوران خارج از صفحه است که یک ماتریس دوران دیگر اضافه می‌کند. با این فرض، معادلات موقعیت مرکز جرم ساق پا و مفصل زانو با ترتیب دوران کاردان به صورت زیر است.

$$xyz|_{@B} \xrightarrow{Rx(q_{2i})} x'y'z'|_{@B}; Rz(q_2)|_{@B} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(q_{2i}) & \sin(q_{2i}) \\ 0 & -\sin(q_{2i}) & \cos(q_{2i}) \end{bmatrix} \quad (21)$$

$$x'y'z'|_{@B} \xrightarrow{Rz(q_2)} x''y''z''|_{@B}; Rx(q_2)|_{@B} = \begin{bmatrix} \cos(q_2) & \sin(q_2) & 0 \\ -\sin(q_2) & \cos(q_2) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (22)$$

$$r_{G_{1s}/B}|_{x''y''z''} = \begin{bmatrix} 0 \\ r_s \\ 0 \end{bmatrix} \xrightarrow{Rz(-q_2)} \begin{bmatrix} r_{x'} \\ r_{y'} \\ r_{z'} \end{bmatrix} \xrightarrow{Rx(-q_{2i})} \begin{bmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \end{bmatrix} \quad (23)$$

$$r_{G_{1s}/B} = Rx(-q_{2i}).Rz(-q_2) \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ r_s \\ 0 \end{bmatrix} \quad (24)$$

$$r_C = r_B + r_{C/B} = r_B + Rx(-q_{2i}).Rz(-q_2) \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ L_s \\ 0 \end{bmatrix} \quad (25)$$

$$\delta w = \tau^T \delta \theta = Q^T \delta q \quad \& \quad \delta q = R \delta \theta \dots \quad (50)$$

$$\Rightarrow \tau^T = Q^T R \Rightarrow \tau = R^T Q$$

$$R = \begin{bmatrix} 1 & 0 & \dots & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 1 & \dots & 0 & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & 0 & -1 & 1 \end{bmatrix} \quad (51)$$

$$\tau = [\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_n] \quad (52)$$

در این روابط τ بردار گشتاورهای اعمالی از طرف عضلات انسان و δw کار مجازی ناشی از تغییر زاویه‌ی $\delta \theta$ است. با داشتن این روابط می‌توان آنالیز کاملی از سینماتیک و سینتیک حرکت سیستم دینامیکی n درجه‌ی آزادی انجام داد. درجه‌ی آزادی در حالت ۲-لینکی برابر ۳ و در حالت ۷-لینکی برابر ۱۱ است.

۴- بررسی صحت معادلات

برای صحت‌گذاری معادلات از مدل سیمولینک^۱ استفاده شده چرا که روش مدل‌سازی مبتنی بر بلوک‌های فیزیکی اجزای سیستم است. به دلیل تعدد درجات آزادی و برای تسهیل تحلیل نتایج ابتدا مدل ۲-لینکی صحت‌سنجی شده و سپس این عملیات برای مدل جامع صورت گرفته است.

۴-۱- صحت‌سنجی معادلات مدل ۲-لینکی

مدل سیمولینک ایجاد شده برای مدل ۲-لینکی در شکل (۴) نشان داده شده که در آن به ترتیب اتصال درجات آزادی مفصل مچ تاکید شده است تا منطبق بر ترتیب دوران کاردان باشد. برای صحت‌گذاری معادلات با الگوگیری از بخش قبل، سیستم از یک وضعیت ابتدایی رها شده و شروط اولیه به صورت زیر است. سختی و میرایی مفاصل نیز برابر با صفر فرض شده است.

$$\begin{cases} q_1(0) = \pi, q_2(0) = \pi/3, q_{2i}(0) = \pi/3 \\ \dot{q}_1(0) = \dot{q}_2(0) = \dot{q}_{2i}(0) = 0 \end{cases} \quad (53)$$

نتایج شبیه‌سازی با دو مدل کدنویسی از معادلات و مدل سیمولینک در شکل‌های (۵) و (۶) نشان داده شده است. مطابق شکل (۵) زوایای داخل صفحه‌ی ساجیتال با حداقل خطا منطبق با منحنی مرجع است. اندکی اعوجاج و انحراف در نتیجه‌ی زاویه‌ی اینورژن قابل مشاهده بوده که در پیک‌های منحنی مسیر بیش‌تر به چشم می‌خورد اما با توجه به نیروی عکس‌العمل زمین در شکل (۶)، نتایج کاملاً بر هم منطبق است. دلیل تفاوت زاویه‌ی اینورژن ناشی از تفاوت تعریف زاویه است. بر اساس مقایسه‌ی انجام شده، وضعیت نتایج طوری است که می‌توان صحت معادلات کامل راه رفتن سه‌بعدی را بررسی کرد.

حاکم بر سیستم را به دست آورد. بنابراین ابتدا لاگرانژین (L) کل سیستم از روابط (۳۸) تا (۴۰) به دست آمده است.

$$T = T_1 + T_2 + \dots + T_{nl} \quad (38)$$

$$Ve = Ve_1 + Ve_2 + \dots + Ve_{nj} \quad (39)$$

$$R = R_{lt} + R_{la} + R_{lk} + \dots + R_{ra} \quad (40)$$

$$V = V_1 + V_2 + \dots + V_n + Ve \quad (41)$$

$$\hookrightarrow L = T - V \quad (42)$$

در این روابط nl تعداد لینک، nj تعداد مفصل، T انرژی جنبشی کل، Ve انرژی کشسانی کل مفاصل، R کل انرژی اتلافی و V کل انرژی پتانسیل ناشی از گرانش و کشسانی است. بنابراین معادلات سیستم با استفاده از فرم ماتریسی روش لاگرانژ با فرم کلی به صورت زیر به دست آمده است.

$$[M_q]_{n \times n} \{\ddot{q}\}_{n \times 1} + [C_q]_{n \times n} \{\dot{q}\}_{n \times 1} + P_{q_{n \times 1}} = Q_{q_{n \times 1}} \quad (43)$$

در این رابطه n تعداد درجه‌ی آزادی سیستم (در این جا ۱۱) و $\{\ddot{q}\}_{n \times 1} = [\ddot{q}_1 \ \ddot{q}_2 \ \dots \ \ddot{q}_n]^T$ بردار شتاب سیستم بوده و ماتریس‌های $[M_q]$ ، $[C_q]$ ، P_q و Q_q به صورت زیر است.

$$[M_q]_{n \times n} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial \dot{q}_1} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} \right) & \dots & \frac{\partial}{\partial \dot{q}_n} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} \right) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial}{\partial \dot{q}_1} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_n} \right) & \dots & \frac{\partial}{\partial \dot{q}_n} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_n} \right) \end{bmatrix} \quad (44)$$

$$[N_q]_{n \times n} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial q_1} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} \right) & \dots & \frac{\partial}{\partial q_n} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} \right) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial}{\partial q_1} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_n} \right) & \dots & \frac{\partial}{\partial q_n} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_n} \right) \end{bmatrix} \quad (45)$$

$$[D_q]_{n \times n} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial \dot{q}_1} \left(\frac{\partial R}{\partial \dot{q}_1} \right) & \dots & \frac{\partial}{\partial \dot{q}_n} \left(\frac{\partial R}{\partial \dot{q}_1} \right) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial}{\partial \dot{q}_1} \left(\frac{\partial R}{\partial \dot{q}_n} \right) & \dots & \frac{\partial}{\partial \dot{q}_n} \left(\frac{\partial R}{\partial \dot{q}_n} \right) \end{bmatrix} \quad (46)$$

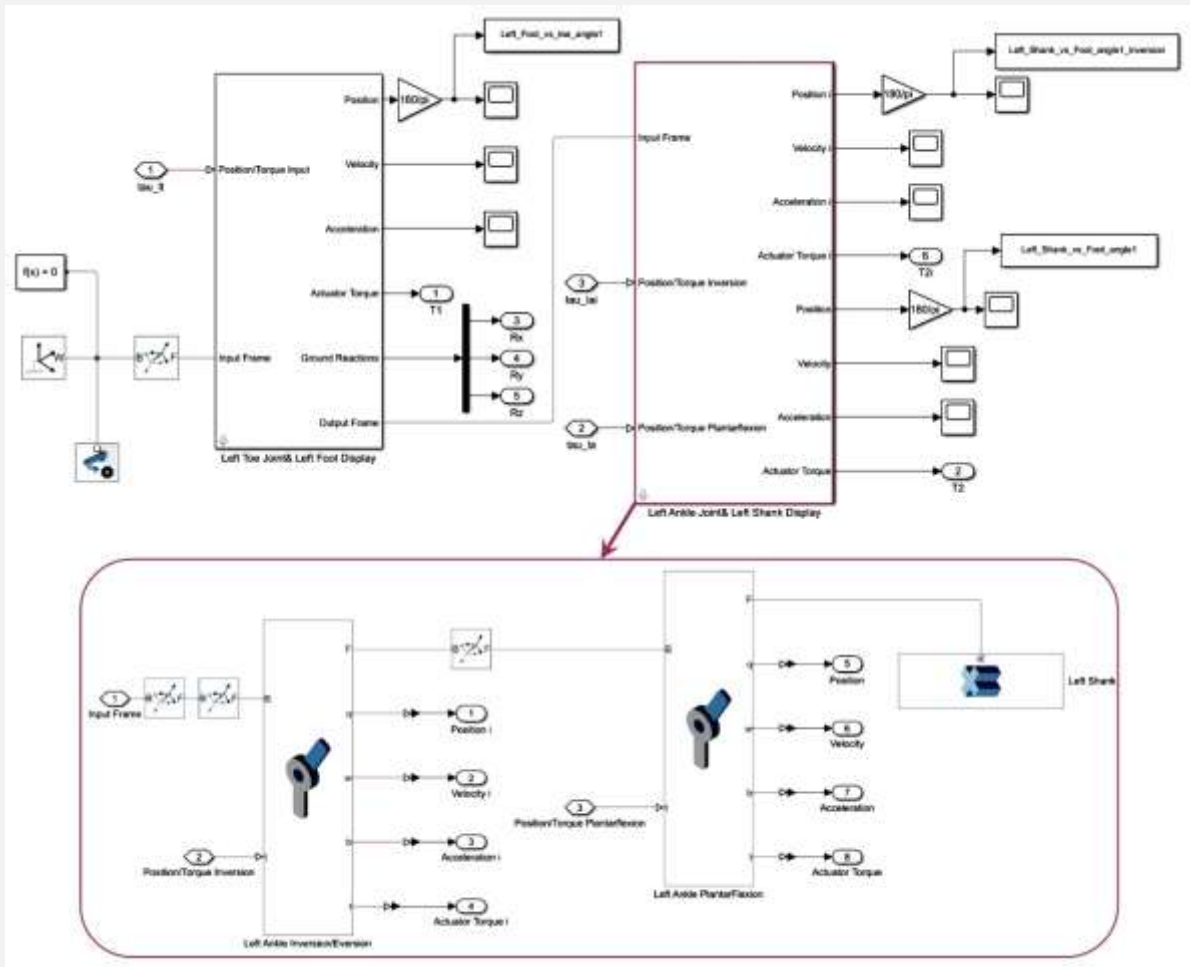
$$\hookrightarrow [C_q]_{n \times n} = [N_q]_{n \times n} + [D_q]_{n \times n} \quad (47)$$

$$P_{q_{n \times 1}} = - \left[\frac{\partial L}{\partial q_1}, \frac{\partial L}{\partial q_2}, \dots, \frac{\partial L}{\partial q_n} \right]^T \quad (48)$$

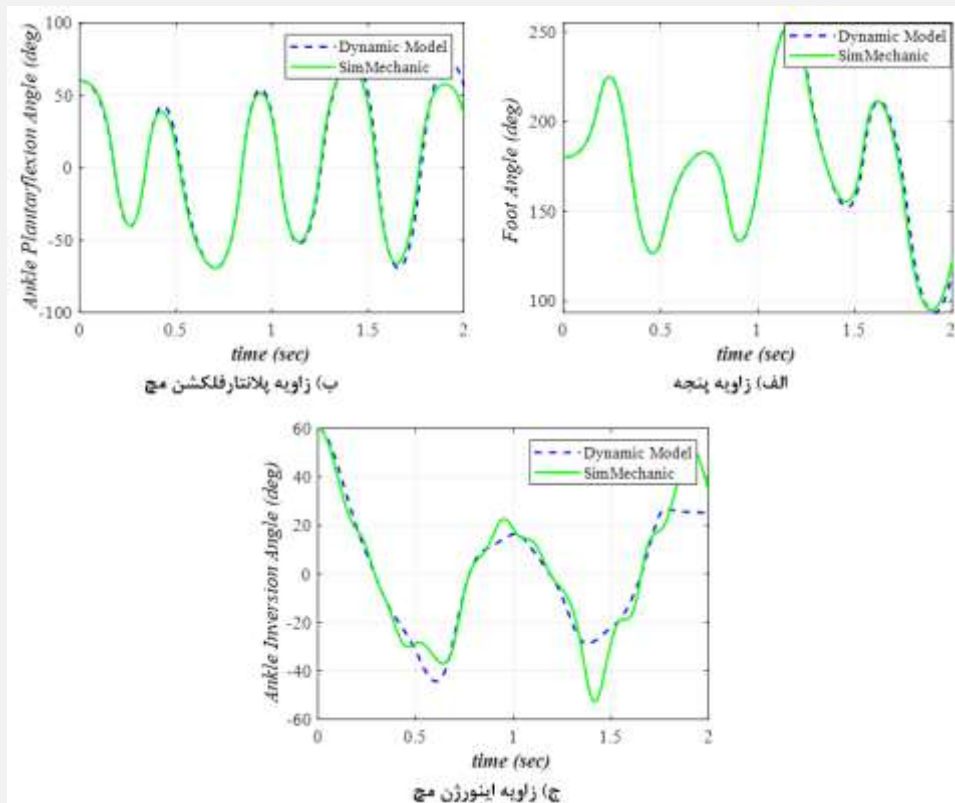
$$Q_{q_{n \times 1}} = [Q_1 \ Q_2 \ \dots \ Q_n]^T \quad (49)$$

بردار Q_q ماتریس ستونی نیروهای تعمیم یافته‌ی متناسب با بردار مختصات تعمیم یافته‌ی $q = [q_1, q_2, \dots, q_n]$ است. اگر τ_i -ها نیروهای تعمیم یافته‌ی متناسب با مختصات فرعی θ_k -ها (زوایای نسبی مفاصل، $\theta_k = q_k - q_{k-1}$ با فرض $k=1, 2, \dots, n$ و $q_0=0$) باشند، با نظریه‌ی کار مجازی می‌توان به روابط زیر رسید.

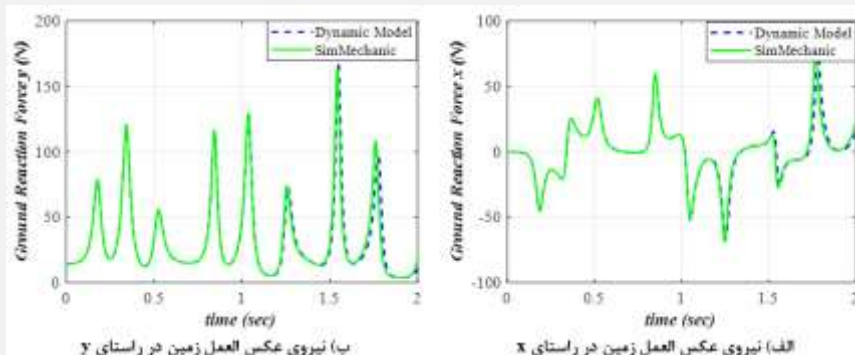
^۱ Simulink



شکل (۴) - مدل ۲-لینکی ساخته شده در محیط سیمولینک



شکل (۵) - مقایسه‌ی زوایای مدل ۲-لینکی حاصل از حل معادلات دینامیکی و سیمولینک



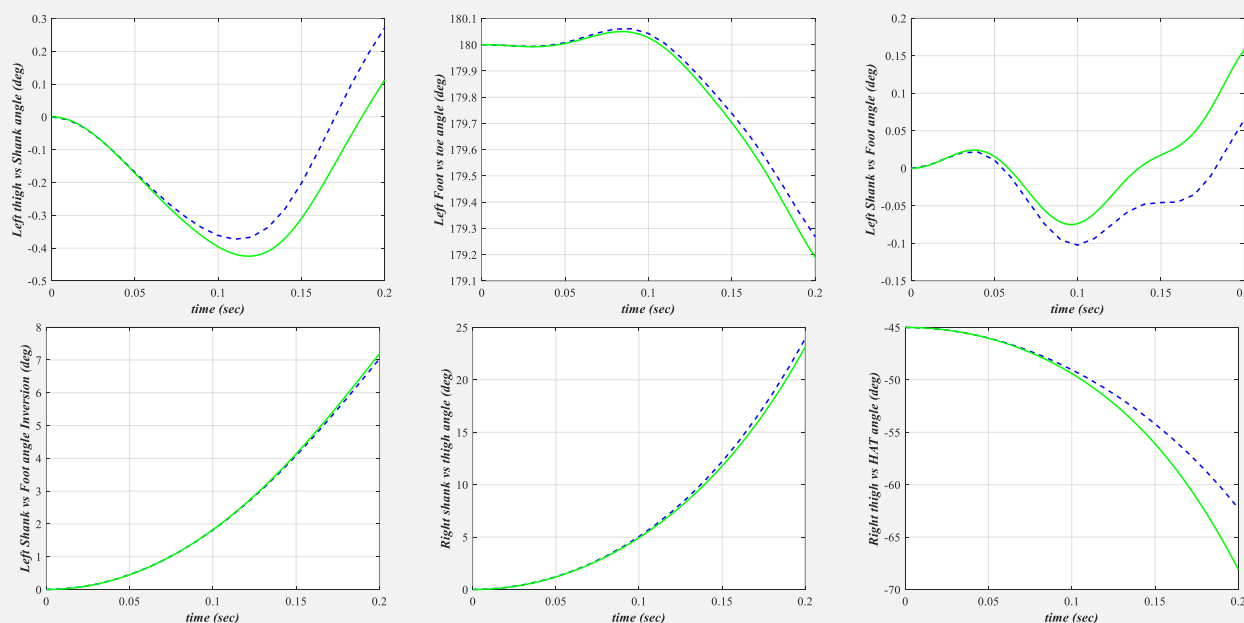
شکل (۶) - نمودار تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین برای مدل ۲-لینکی

با توجه به نتایج، مقادیر موقعیت زاویه‌ای مفاصل قرابت بالایی با منحنی مرجع دارد. به عنوان یک شاخص کلیدی در بررسی آزمایشگاهی گیت، مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین ترسیم شده که انطباق نتایج تا حدود زیادی قابل تایید است. انتظار می‌رود که این انحرافات حداقلی را بتوان به عنوان بخشی از خطای مدل‌سازی توسط کنترل کننده حذف یا کم‌اثر کرد. با پذیرش صحت معادلات می‌توان مسیر شبیه‌سازی راه رفتن با داده‌های آزمایشگاهی و طراحی کنترل کننده را ادامه داد.

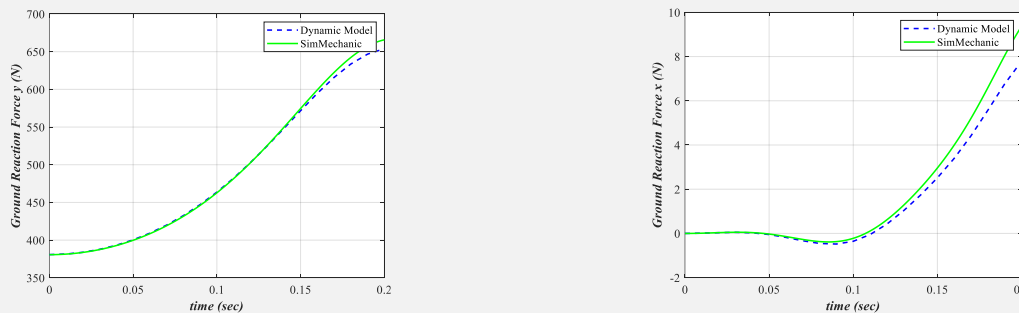
۴-۲- صحت‌گذاری معادلات کامل راه رفتن سه‌بعدی

مشابه مدل ۲-لینکی و با شروط اولیه‌ی زیر، نتایج معادلات مدل ۱۱ درجه‌ی آزادی کامل از راه رفتن سه‌بعدی با مدل ساخته شده در محیط سیمولینک مورد مقایسه قرار گرفته که در شکل‌های (۷) و (۸) نشان داده شده است.

$$\begin{cases} q_0(0) = [\pi; \pi; 0; \pi; \pi; 0; 3\pi/4; 0; 3\pi/4; 3\pi/4; 0] \\ \dot{q}_0(0) = 0 \end{cases} \quad (54)$$



شکل (۷) - مقایسه‌ی زوایای مدل حاصل از معادلات (خط‌چین آبی) و سیمولینک (خط ممتد سبز)

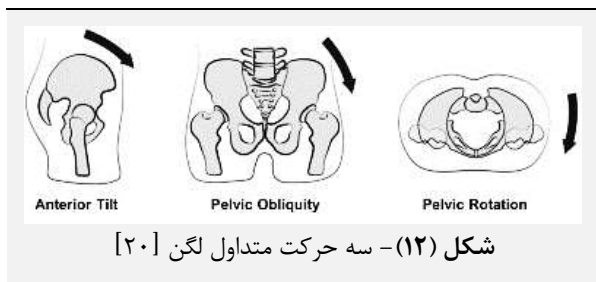


(ب) عکس‌العمل راستای عمود

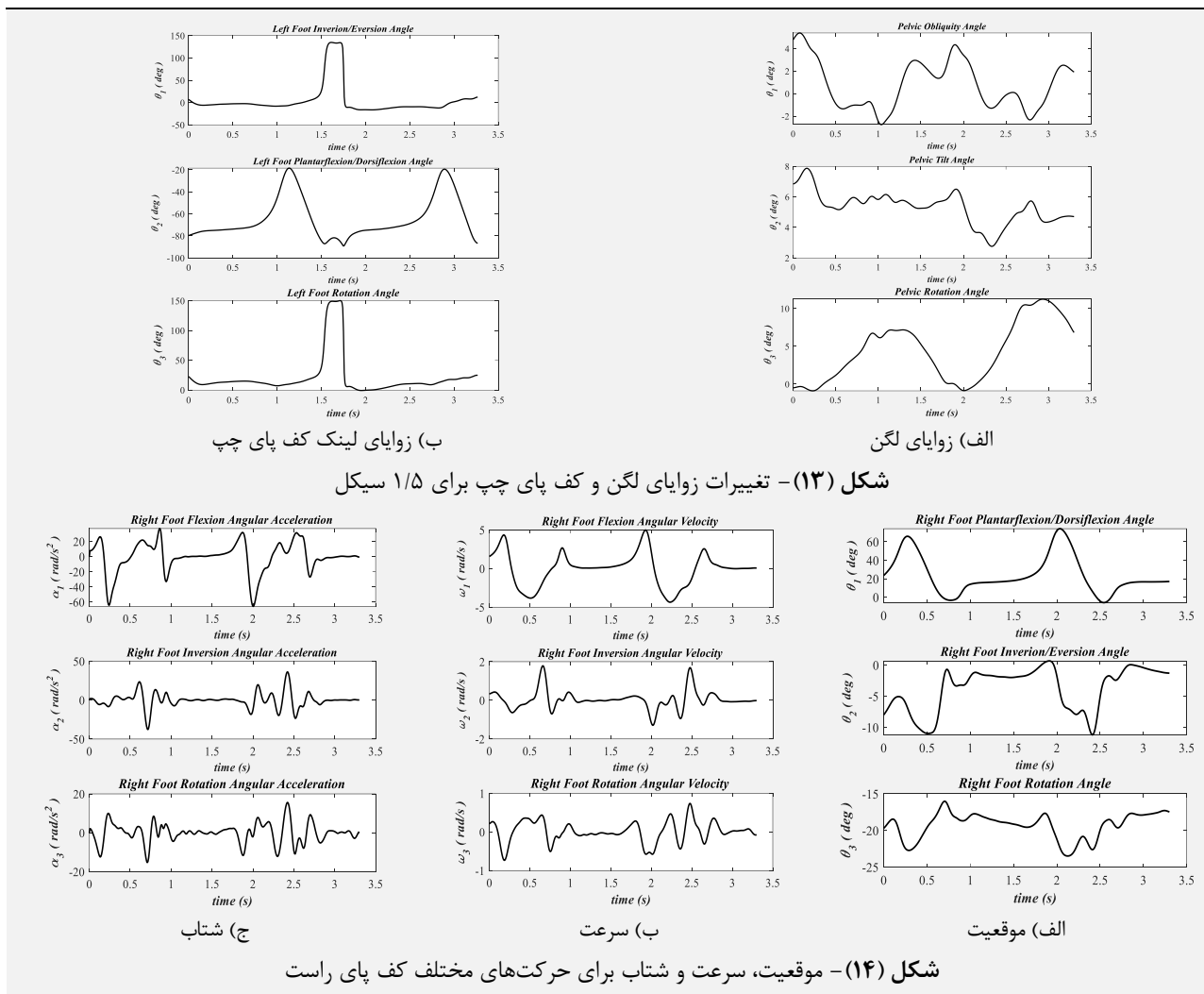
(الف) عکس‌العمل در راستای افق

شکل (۸) - مقایسه‌ی نیروهای عکس‌العمل زمین برای مدل EoM و سیمولینک

این مشکل رفع شده است. با رفع مشکل داده‌ها و تغییر ترتیب دوران، منحنی زوایای تمام لینک‌های فعال در گیت به دست آمده و پس از مشتق‌گیری عددی مانند بخش قبل با سرعت و شتاب محاسبه شده است. برای لینک کف پای راست در انتهای زنجیره‌ی سینماتیکی، منحنی‌های موقعیت، سرعت و شتاب برای هر سه حرکت دورانی در شکل (۱۴) نشان داده شده است.



به کمک روابط سینماتیک معکوس و ماتریس دوران، برای سه حرکت لگن (شکل ۱۲)، نمودار تغییرات زاویه با رفتار منطبق بر فیزیک راه رفتن در شکل (۱۳-الف) رسم شده است. برای مثال در شکل (۱۳-ب) محاسبه‌ی هر سه زاویه‌ی لینک کف پای چپ برای بازه‌ی ۱/۵ سیکل با استفاده از ۴ مارکر کف پا و مارکر کمکی نوک پنجه انجام شده است. مشاهده می‌شود که پرش غیرطبیعی در بازه‌ی ۱/۵ تا ۱/۷۵ ثانیه (شروع ایستایش پای چپ) وجود دارد که دلیل آن وقوع پدیده‌ی قفل گیمبال^۱ است [۱۷]. این پدیده زمانی اتفاق می‌افتد که یکی از دوران‌ها به زاویه‌ی ۹۰ درجه نزدیک شده و عملاً دو دوران روی هم منطبق شده و تفکیک آن‌ها غیرممکن شود. این حالت برای θ_3 و θ_1 لینک کف پای چپ رخ داده است. با بررسی داده‌های عملی پیشین و تغییر ترتیب دوران کاردان از XYZ به YXZ



فازهای مختلف به دست آید. هم‌چنین با توجه به رویداد-مینا بودن غالب الگوریتم‌های کنترلی پروتزها، شناسایی لحظات مهم برخورد پاشنه‌ی چپ و راست بر زمین و لحظه‌ی جدا شدن

۵-۲- تفکیک داده‌های گیت برای زیرفازها
از آن‌جا که روش فعلی مدل‌سازی از روبه‌ی مشابه بخش قبل یعنی چندفازی تبعیت می‌کند، لازم است داده‌های گیت برای

^۱ Gimbal lock

انسان را بازی می کند. برای این منظور ابتدا یک سطح لغزش $\{S\}$ از بردار موقعیت زاویه ای به صورت زیر تعریف شده است.

$$\{S\} = \{\dot{e}\} + \alpha\{e\} \xrightarrow{\{e\}=\{q_a\}-\{q\}} \{S\} = (\{\dot{q}_a\} - \{\dot{q}\}) + \alpha(\{q_a\} - \{q\}) \quad (55)$$

در این رابطه $\{q\}$ بردار زاویه ای موقعیت شبیه سازی شده، $\{q_a\}$ بردار موقعیت مورد نظر، $\{e\}$ بردار خطای ردیابی و α یک پارامتر کنترلی مثبت است که توسط طراح اتخاذ می شود. اکنون یک تابع فیزیکی لیاپانوف^۱ V به صورت زیر در نظر گرفته شده است.

$$V = \frac{1}{2} \{S\}^T [M] \{S\} \quad (56)$$

در این رابطه ماتریس جرم $[M]$ اکیدا مثبت است بنابراین تابع لیاپانوف تعریف شده نیز اکیدا مثبت خواهد بود. با گرفتن مشتق از این تابع می توان به رابطه زیر رسید.

$$\begin{aligned} \dot{V} &= \frac{1}{2} (\{\dot{S}\}^T [M] \{S\} + \{S\}^T [\dot{M}] \{S\} + \{S\}^T [M] \{\dot{S}\}) \\ &= \frac{1}{2} \{S\}^T ([\dot{M}] \{S\} + 2[M] \{\dot{S}\}) \end{aligned} \quad (57)$$

از طرف دیگر با مشتق گیری از رابطه ای بردار سطح لغزش در رابطه (55) می توان به رابطه زیر دست یافت.

$$\{\dot{S}\} = \{\ddot{e}\} + \alpha\{\dot{e}\} = (\{\ddot{q}_a\} - \{\ddot{q}\}) + \alpha(\{\dot{q}_a\} - \{\dot{q}\}) \quad (58)$$

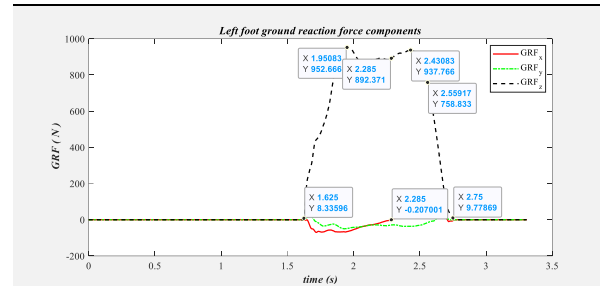
همچنین به منظور دستیابی به پایداری سیستم، مشتق تابع لیاپانوف باید منفی باشد. بنابراین می توان آن را به صورت رابطه زیر در نظر گرفت.

$$\dot{V} = -\frac{1}{2} \gamma \{S\}^T [M] \{S\} \quad (59)$$

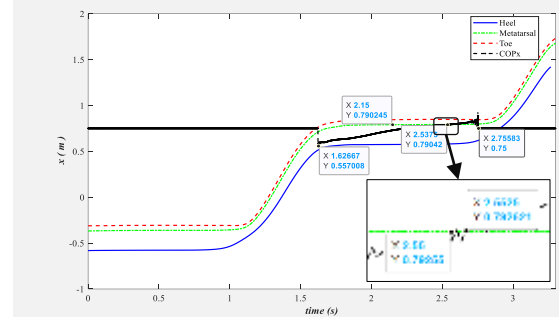
در این رابطه γ پارامتر کنترل است و افزایش آن می تواند سرعت پاسخ را افزایش دهد. برای به دست آوردن مشتق تابع لیاپانوف، با در نظر گرفتن رابطه (43) و با قرار دادن روابط (55) ، (58) و (43) در (57) ، نتیجه ای زیر به دست آمده است.

$$\begin{aligned} \frac{1}{2} \{S\}^T ([\dot{M}] \{S\} + 2[M] (\{\ddot{q}_a\} - \{\ddot{q}\} + \alpha(\{\dot{q}_a\} - \{\dot{q}\}))) \\ = \frac{1}{2} \{S\}^T \{[\dot{M}] \{S\} + 2[M] (\{\ddot{q}_a\} + \alpha(\{\dot{q}_a\} - \{\dot{q}\})) - 2(\{Q\} - \{P\} - [N] \{\dot{q}\})\} \end{aligned} \quad (60)$$

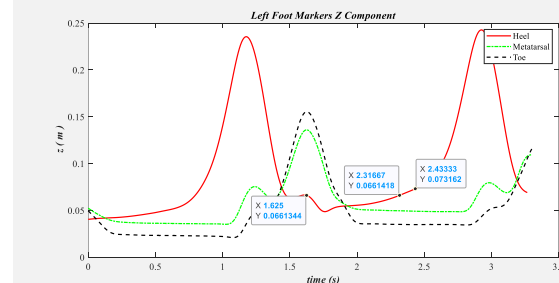
پنجه ها از اهمیت بالایی برخوردار است. بدین منظور با استفاده از عکس العمل های زمین، موقعیت افقی و عمودی مارکرهای روی کف پا و موقعیت COP که در شکل (15) رسم شده است می توان لحظه ای تغییر فازهای مختلف را محاسبه نمود. این مقادیر با تحلیل های دقیق مشابه مرجع $[18]$ که برای آنالیز دوبعدی بوده، به دست آمده و در جدول (1) ارائه شده است.



الف) عکس العمل زمین



ب) موقعیت افقی مارکرهای کف پا



ج) موقعیت عمودی مارکرهای کف پا

شکل (15) - گره های زمانی تغییر فازهای گیت

جدول (1) - مقادیر لحظات رویدادهای تغییر فازهای حرکتی

مقدار (s)	متغیر	تعریف رویداد (پای چپ)
۱/۶۲۵	t_{lhc}	برخورد پاشنه با زمین
۲/۳۱۷	t_{lho}	جدا شدن پاشنه
۲/۴۳۳	t_{lds}	شروع دو تکیه گاهی
۲/۷۵۵	t_{lto}	جدا شدن پنجه از زمین

۶- طراحی کنترل کننده SMC

در این بخش یک کنترلر مبتنی بر مدل برای ردیابی زاویه های مرجع هر مفصل ارائه شده است. این کنترلر در واقع نقش مغز

^۱ Lyapunov

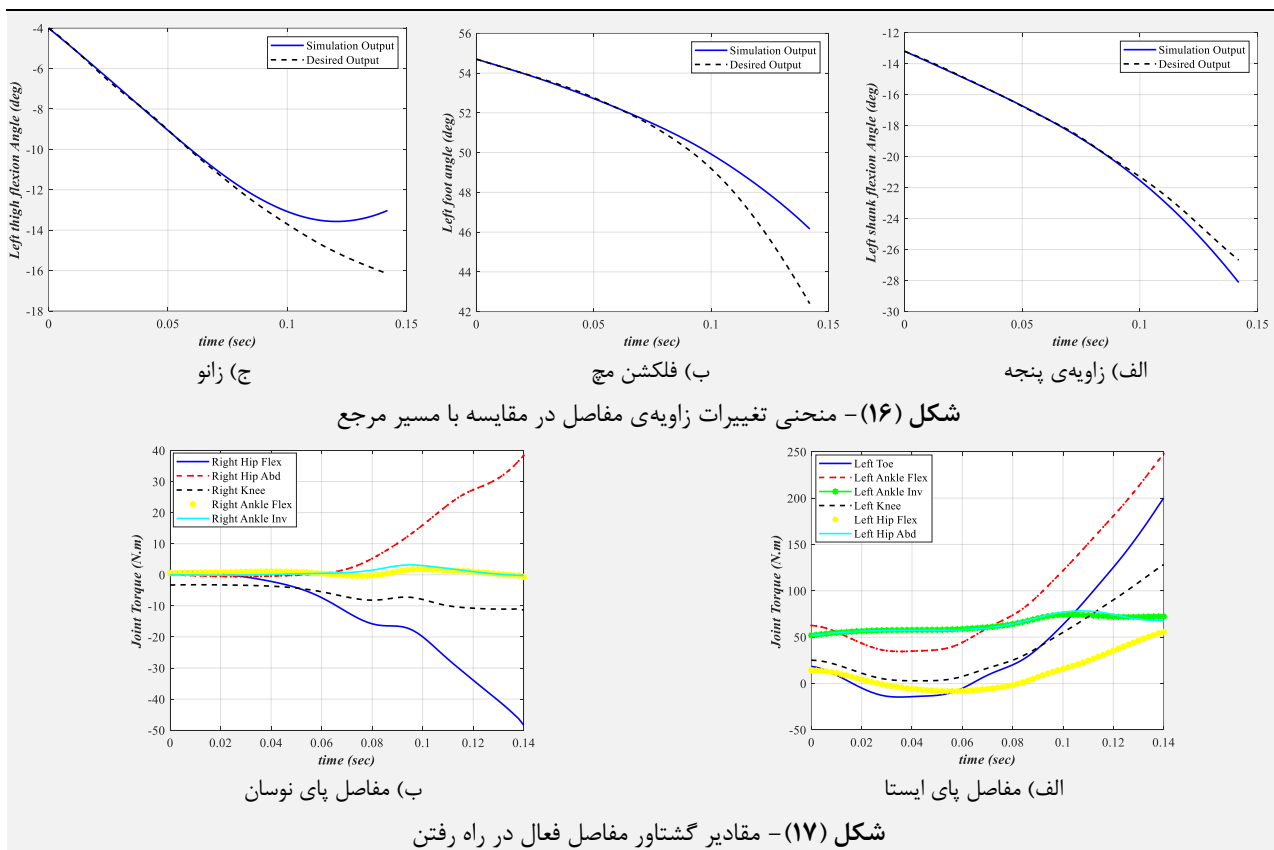
۷- شبیه‌سازی راه رفتن با کنترل کننده‌ی SMC با زوایای مرجع

با داشتن مقادیر زوایای مرجع برای اصلی‌ترین فاز حرکتی LHO، شبیه‌سازی با کنترل کننده‌ی SMC با پارامترهای $\alpha=2$ و $\gamma=5$ انجام شده است. نتایج شبیه‌سازی (منحنی تغییرات موقعیت زوایا در مقایسه با منحنی مرجع) و گشتاور مفاصل به ترتیب در شکل‌های (۱۶) و (۱۷) نشان داده شده است.

با متحد قرار دادن روابط (۵۹) و (۶۰) نیروی کنترلی به صورت زیر به دست آمده است.

$$\{Q\} = \{P\} + [N]\{\dot{q}\} + [M]\{\ddot{q}_d\} + \alpha[M](\{\dot{q}_d\} - \{\dot{q}\}) + \frac{1}{2}([\dot{M}]\{S\} + \gamma[M]\{S\}) \quad (61)$$

به کمک رابطه‌ی (۶۱) و فرض مقادیر مناسب برای پارامترهای α و γ بررسی رفتار سیستم در حضور کنترل کننده مقدور است.



شده است. از محدودیت‌های این پژوهش، عدم دسترسی به روابط محاسبه‌ی مولفه‌های ضربی (غیر قطر اصلی) ماتریس اینرسی یا داده‌های آزمایشگاهی مربوطه بوده که به منظور ساده‌سازی برابر با صفر فرض شده است. بنابراین با توجه به نتایج به دست آمده، نوآوری‌های این تحقیق به صورت زیر است.

- ۱- ارائه‌ی مدل سه‌بعدی ۸-لینکی با ۱۱ درجه‌ی آزادی با تمرکز دقیق بر دینامیک دوران‌های مفاصل
 - ۲- بررسی اثر انتخاب ترتیب دوران‌های سه‌بعدی روی سینماتیک گیت و ارائه‌ی راه‌کار انتخاب ترتیب مناسب
 - ۳- استفاده از کنترل کننده‌ی پایدار مبتنی بر لیاپانوف مد لغزشی برای شبیه‌سازی راه رفتن عادی
- نتایج حاصل از این پژوهش می‌تواند با هدف شبیه‌سازی رفتار پیاده‌سازی کنترل کننده‌ی پروتز روی انسان سالم و قطع عضو به کار برده شود. هم‌چنین این رویکرد می‌تواند در حوزه‌ی

این نتایج نشان دهنده‌ی رفتار ره‌گیری با حداقل خطا برای مفاصل پای ایستا بوده اما برای پای در حال نوسان اندکی خطا بالا می‌باشد اگر چه به مرور تلاش کنترل کننده در راستای برگشت به سمت منحنی مرجع است. همین موضوع در مقادیر گشتاورهای مفاصل نیز منعکس شده است.

۸- نتیجه‌گیری

در این پژوهش مدل سه‌بعدی ۱۱ درجه‌ی آزادی از راه رفتن با قابلیت شبیه‌سازی رفتار خارج از صفحه‌ی مفاصل مچ و ران ارائه شده است. در این شبیه‌سازی، صحت‌گذاری معادلات پیش از اعمال کنترل کننده‌ی SMC صورت گرفته و نتایج قابل قبولی به دست آمده است. هم‌چنین به منظور شبیه‌سازی سه‌بعدی راه رفتن، داده‌های گیت از طریق تست آزمایشگاهی به دست آمده و به عنوان مرجع شبیه‌سازی‌ها در نظر گرفته

- [8] de Oliveira, M. L. S., & Gonçalves, P. B. (2021). Predicting the dynamics of the human gait single support phase. *The European Physical Journal Special Topics*, 230, 3501-3508. doi.org/10.1140/epjs/s11734-021-00230-w.
- [9] Geyer, H., & Herr, H. (2010). A muscle-reflex model that encodes principles of legged mechanics produces human walking dynamics and muscle activities. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 18(3), 263-273. https://doi.org/10.1109/TNSRE.2010.2047592.
- [10] Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2003). Positive force feedback in bouncing gaits? *Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, 270(1529), 2173-2183. https://doi.org/10.1098/rspb.2003.2454.
- [11] Khadiv, M., Ezati, M., & Moosavian, S. A. A. (2019). A computationally efficient inverse dynamics solution based on virtual work principle for biped robots. *Iranian Journal of Science and Technology, Transactions of Mechanical Engineering*, 43, 37-52. https://doi.org/10.1007/s40997-017-0138-5.
- [12] Schiehlen, W. (2014). Human walking dynamics: modeling, identification and control. In *MATEC Web of Conferences* (Vol. 16, p. 05008). EDP Sciences. doi.org/10.1051/mateconf/20141605008.
- [13] De Groote, F., & Falisse, A. (2021). Perspective on musculoskeletal modelling and predictive simulations of human movement to assess the neuromechanics of gait. *Proceedings of the Royal Society B*, 288(1946), 20202432. https://doi.org/10.1098/rspb.2020.2432.
- [14] Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.
- [15] Hatze, H. (1975). A new method for the simultaneous measurement of the moment of inertia, the damping coefficient and the location of the centre of mass of a body segment in situ. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 34(1), 217-226. https://doi.org/10.1007/BF00999935.
- [16] Yu, B., Gabriel, D., Noble, L., & An, K. N. (1999). Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth low-pass digital filter. *Journal of Applied Biomechanics*, 15(3), 318-329. DOI: https://doi.org/10.1123/jab.15.3.318.
- [17] Sangeux, M. (2019). Biomechanics of the Hip During Gait. In: Alshryda, S., Howard, J., Huntley, J., Schoenecker, J. (eds) *The Pediatric and Adolescent Hip*. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-12003-0_3.
- [18] Rostami Barooji, H., Ohadi, A., & Towhidkhal, F. (2023). Determination of sagittal plane kinetic and kinematic characteristics of human toe joint during level walking. *International Journal of Dynamics and Control*, 11(1), 66-77. https://doi.org/10.1007/s40435-022-00974-w.

ربات‌های انسان‌نما بسیار کاربردی باشد. ضمناً رفع مشکل ترتیب دوران در آنالیز گیت نیز مشکلات زیادی از خطاهای دینامیک معکوس تحلیل گیت را مرتفع خواهد کرد.

۹- سپاس‌گزاری

این پژوهش توسط بنیاد ملی علوم ایران (INSF) به صورت کلی حمایت شده است. نویسندگان این مقاله از هم‌کاران خود در INSF که با پشتیبانی خود به پیش‌برد تحقیقات کمک شایانی کرده‌اند، تشکر می‌کنند.

۱۰- مراجع

- [1] Ezati, M., Ghannadi, B., & McPhee, J. (2019). A review of simulation methods for human movement dynamics with emphasis on gait. *Multibody System Dynamics*, 47(3), 265-292. https://doi.org/10.1007/s11044-019-09685-1.
- [2] Huang, Y., Wang, Q. N., Gao, Y., & Xie, G. M. (2012). Modeling and analysis of passive dynamic bipedal walking with segmented feet and compliant joints. *Acta Mechanica Sinica*, 28(5), 1457-1465. https://doi.org/10.1007/s10409-012-0079-6.
- [3] Bazargan-Lari, Y., & Khoogar, A. R. (2020). A More Realistic Replica of a Walking Biped for Implying Dynamics and Control On Ascending and Descending Stairs by Considering Self-Impact Joint Constraint. *Iranian Journal of Science and Technology, Transactions of Mechanical Engineering*, 44, 1029-1052. https://doi.org/10.1007/s40997-019-00302-2.
- [4] Bazargan-Lari, Y., Eghtesad, M., Khoogar, A. R., & Mohammad-Zadeh, A. (2015). Tracking control of a planar five-link bipedal walking system with point contact, considering self-impact joint constraint by adaptive neural network method. *Latin American Journal of Solids and Structures*, 12, 1074-1101. https://doi.org/10.1590/1679-78251563.
- [5] Shandiz, M. A., Farahmand, F., Osman, N. A. A., & Zohoor, H. (2013). A robotic model of transfemoral amputee locomotion for design optimization of knee controllers. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 10(3), 161. https://doi.org/10.5772%2F52855.
- [6] Srivastava, M., Srivastava, M., Sagar, P., & Mamatha, T. G. (2021). Simulation of human gait for design of lower extremity exoskeletons—a review. *Materials Today: Proceedings*, 44, 4485-4491. https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.10.723.
- [7] Grabke, E. P., Masani, K., & Andrysek, J. (2019). Lower limb assistive device design optimization using musculoskeletal modeling: a review. *Journal of Medical Devices*, 13(4). https://doi.org/10.1115/1.4044739.



walking throughout gestation-the relationship between morphology and kinematic parameters. *Clinical biomechanics*, 71, 146-151. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.11.001

[21] Ginsberg, J. (2008). *Engineering dynamics* (Vol. 10). Cambridge University Press.

[19] Vicon's plug-in-gait marker placement. [Online]. Available: <http://www.idmil.org/mocap/Plug-inGait+Marker+Placement.pdf>

[20] Forczek, W., Ivanenko, Y., Salamaga, M., Sylos-Labini, F., Frączek, B., Masłoń, A., ... & Suder, A. (2020). Pelvic movements during