



تولید فضای کنترل پذیر برای یک ربات کابلی توانبخشی راه رفتن به کمک شبکه عصبی و براساس پارامترهای آنتروپومتری بیمار

بهنام میری پور فرد^{1*}، طاهره پادگرانی²

1- استادیار، مهندسی رباتیک، دانشگاه صنعتی همدان، همدان

2- کارشناس، مهندسی رباتیک، دانشگاه صنعتی همدان، همدان

* bmf@hut.ac.ir، صندوق پستی 65155-579

چکیده

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 13 شهریور 1393

پذیرش: 29 مهر 1393

ارائه در سایت: 11 بهمن 1393

کلید واژگان:

توانبخشی راه رفتن

ربات موازی کابلی

موقعیت کابل ها

فضای کاری کنترل پذیر

شبکه عصبی

در این مقاله به مدل سازی ریاضی و شبیه سازی یک سیستم رباتیکی کابلی، با هدف توانبخشی بیمارانی که به شدت دچار ناتوانی در راه رفتن هستند، پرداخته شده است. به این منظور از یک ربات موازی کابلی برای کمک به حرکت بیمار بر روی تردمیل استفاده شده است. ابتدا الگوی صحیح حرکت راه رفتن در نظر گرفته شده است و معادلات سینماتیکی و دینامیکی برای به دست آوردن کشش در کابل ها در کل چرخه حرکت استخراج شده است. سپس، با استفاده از روش عددی، فضای کاری ربات بررسی شده است تا موقعیت آویزان شدن کابل ها به گونه ای انتخاب - شوند که بیمار در طول کل چرخه حرکت در فضای کنترل پذیر ربات باقی بماند؛ به این معنا که کشش در کابل ها همواره مثبت باشد. همچنین، با تعیین میزان کشش کمینه کابل ها، مصرف انرژی در تعیین محل آویزان شدن کابل ها لحاظ می شود و در نهایت یک شبکه عصبی برای تعیین سریع محل آویزان شدن کابل ها با توجه به پارامترهای آنتروپومتری بیمار آموزش داده می شود. نتایج شبیه سازی به دست آمده می تواند برای توسعه و ساخت یک سیستم رباتیکی کابلی جهت توانبخشی افراد ناتوان مورد استفاده قرار گیرد.

Controllable Workspace Generation for a Cable-Driven Rehabilitation Robot using Neural Network and based on patient's Anthropometric Parameters

Behnam Miripour Fard^{1*}, Tahereh Padargani²

1- Department of Robotics Engineering, Hamedan University of Technology (HUT), Hamedan, Iran.

2- Department of Robotics Engineering, Hamedan University of Technology (HUT), Hamedan, Iran.

* P.O.B. 579 - 65155, Hamedan, Iran, bmf@hut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 04 September 2014
Accepted 21 October 2014
Available Online 31 January 2015

Keywords:

Gait rehabilitation
Parallel cable robot
Cable suspension points
Controllable work space
Neural Network

ABSTRACT

This paper presents the mathematical modeling and simulation of a cable-driven robotic device that can be used in gait rehabilitation of patients with lower extremity disabilities. A parallel cable robot is considered to assist a model of human body during walking. First, a proper pattern of walking is considered and kinematic and dynamic equations are solved to obtain tensions in cables for entire cycle of walking. By taking advantage of a numerical procedure, the workspace of the robot is investigated to find suspension points of the cables that would allow the model to remain in controllable workspace. Keeping the model in controllable workspace means that cables always remain in tension and robot can effectively engage in rehabilitation. The optimum locations are determined based on minimum cable tensions (energy consumption) and a Neural Network is trained to quickly determine suspension points based on anthropometric parameters of patient. The simulation results show the effectiveness of the method in tracking the desired trajectory of walking. The results of this study can be used for development and fabrication of an efficient cable driven rehabilitation system.

1- مقدمه

اندام های مصنوعی رباتیکی و با انجام معالجات فیزیوتراپی و توانبخشی می توانند تمام یا بخشی از توان ازدست رفته خود را به دست آورند. فرایند توانبخشی به میزان قابل توجهی به تجربه فیزیوتراپ و شرایط بیمار بستگی دارد. به طور کلی، روش های سنتی توانبخشی به نیروی انسانی زیاد، هزینه بالا و زمان طولانی نیاز دارند. از این جهت یکی از زمینه هایی که در دهه اخیر

امروزه ربات ها نقش ویژه و غیر قابل انکاری در جنبه های مختلف علم پزشکی ایفا می کنند. علاوه بر جراحی، بیشترین کاربرد رباتیک در پزشکی مربوط به توانبخشی افراد معلول و ناتوان است. سالیانه افراد زیادی، در اثر سانحه، بخشی از توانایی های حرکتی خود را از دست می دهند. این افراد با استفاده از

Please cite this article using:

B. Miripour Fard, T. Padargani, Controllable Workspace Generation for a Cable-Driven Rehabilitation Robot using Neural Network and based on patient's Anthropometric Parameters, Modares Mechanical Engineering, Vol. 15, No. 3, pp. 137-145, 2015 (In Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

پاره شده و از افتادن بیمار جلوگیری کند. به علاوه، از دیدگاه کلینیکی، به دلیل طبیعت انعطاف پذیر کابل، برخلاف لینک های صلب که قیود زیادی را به بیمار القاء می کند، بیمار احساس راحتی بیشتری در طی دوره درمان با ربات کابلی خواهد داشت.

ربات های موازی کابلی اگر چه مزایای فراوانی برای توانبخشی دارند، اما مسایل و مشکلاتی نیز به همراه دارند. تحلیل سینماتیکی، دینامیکی و فضای کاری و همچنین کنترل این ربات ها بسیار پیچیده تر از ربات های سری و حتی سایر ربات های موازی است. چراکه اجزای کابلی در این ربات ها قادر به اعمال نیروی فشاری نیستند و تنها نیروی کششی تولید می کنند. به همین خاطر افزونگی⁸ در ربات های کابلی توانبخشی امری اجتناب ناپذیر است و همین مساله اغلب تحلیل سینماتیکی را مشکل می سازد. از جمله دیگر چالش ها در توسعه این ربات ها می توان به برخورد کابل ها با هم و کابل ها با بدن و اشیاء پیرامون ربات اشاره کرد.

از ربات های کابلی موازی طراحی شده برای توانبخشی بالاتنه می توان به مک آرم⁹ [9] اشاره کرد. سیستم کابلی کاتریاس¹⁰ [10] برای اندازه گیری و توصیف راه رفتن انسان به صورت تجربی استفاده شده است. در [11] هم از یک سیستم کابلی برای توانبخشی بالاتنه استفاده شده است. این ربات ها با روش هایی مانند تحمل وزن¹¹، متعادل سازی بدن و کنترل وضعیت حرکتی پایین تنه، به بازیابی توانایی راه رفتن کمک می کنند. یکی از بهترین ربات های کابلی توسعه داده شده ربات استرینگ من¹² [12] است که از 7 کابل تشکیل شده است. در پایین سازه رباتیک تردمیل وجود دارد که باعث حرکت بیمار می شود و کابل ها توسط یک رابط به تنه و مفصل لگن بیمار متصل شده اند. بدن انسان در این سیستم نقش مجری نهایی¹³ را ایفا می کند. این ربات بیشتر نقش مهار کننده وزن را ایفا می کند. همچنین از ربات های کابلی دیگر، که برای توانبخشی راه رفتن از آنها استفاده شده است، می توان به [13] و [14] اشاره نمود. در این پژوهش ها به تحلیل دقیق فضای کاری کنترل پذیر¹⁴ و تعیین بهینه محل آویزان شدن کابل ها متناسب با ویژگی های آنتروپومتری بیماران پرداخته نشده است.

از دیدگاه بیومکانیک، راه رفتن انسان یک فعالیت پیچیده است که به صورت یک فرآیند تکراری انجام می شود. یک سیکل کامل راه رفتن از ابتدای گذاردن پاشنه پای تکیه گاه بر روی زمین تا زمانی که دوباره همان پاشنه برای بار دوم به زمین برخورد می کند، تعریف می شود. در افرادی که سکتده اند و یا ضایعه نخاعی دارند، به هر دلیلی طرز راه رفتن¹⁵ تغییر می کند و با انجام تمرین و توانبخشی باید بهبودی به این بیماران برگردد. در یک ربات کابلی توانبخشی، مجموعه ای از کابل ها به اجزای بدن بیمار متصل می شوند. زمانی که بیمار بر روی تردمیل قرار می گیرد کابل ها باید در زمان های مشخص نیروی کششی معینی را به اجزای بدن انسان وارد کنند تا الگوی صحیح راه رفتن تجویز شده برای بیمار تعقیب شود. از آنجا که کابل ها نمی توانند نیروی فشاری وارد کنند، باید محل آویزان شدن کابل ها طوری باشند که در حین راه رفتن هرگز با فشاری شدن نیروی کابل، احتمال خارج شدن از الگوی صحیح راه رفتن فراهم نشود. این محل آویزان شدن کابل ها به عوامل زیادی از جمله پارامترهای آنتروپومتری (قد و وزن و ...) فرد بیمار بستگی دارد.

مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته است، استفاده از ربات ها در توانبخشی و فیزیوتراپی است. در واقع توانبخشی رباتیکی¹ به شاخه ای از مهندسی رباتیک اطلاق می شود که به طراحی و ساخت ربات ها در راستای بهبود و بازیافت عملکردهای ازدست رفته بدن بر اثر سانحه و عوامل دیگر می پردازد تا این بیماران را در انجام فعالیت های روزانه یاری دهد [1]. تاکنون سیستم های رباتیکی مختلفی برای کاربردهای توانبخشی توسعه داده شده اند و برخی از آنها هم به بازار عرضه شده اند [2]. در ساخت ربات های توانبخشی اولیه بیشتر از ربات های صنعتی الگوبرداری شده است. برای مثال، رباتام آی تی مانوس² نمونه توسعه یافته ای از ربات اسکارا³ است که در سال 1991، با هدف توانبخشی شانه و آرنج بیمارانی که دچار عارضه سکتده بودند، طراحی و ساخته شد [3,4]. استفاده از ربات های صنعتی در توانبخشی ایده خوبی نبود، زیرا این کاربردها ملزومات خاص خودشان را نیاز دارند. ربات های صنعتی ساختار صلبی دارند و با ویژگی هایی مانند سرعت و دقت بالا، طوری طراحی شده اند که بدون تعامل نزدیک با انسان کار کنند. ربات های توانبخشی و جراح بایستی از نزدیک و در تماس با انسان کار کنند و بنابراین باید دارای سرعت پایین و ایمن و حرکات نرم و هموار باشند.

پس از آن، ربات هایی موسوم به اگرو اسکلتون⁴، که ربات هایی پوشیدنی هستند، به منظور توانبخشی استفاده شدند. این نوع بازوهای رباتیکی، که به عضو آسیب دیده متصل می شوند، با حرکت خود براساس سیگنال های حسی انسان، اعضا بیمار را در مسیر دلخواه به حرکت درمی آورند. برای نمونه می توان به ربات آرمین⁵ اشاره کرد که برای توانبخشی دست افراد دچار سکتده استفاده شد [5]. پس از به کارگیری این ربات ها، بیماران اظهار کردند که به علت متصل بودن و سوار بودن ربات به عضو آسیب دیده، آنها احساس می کردند که به صورت مستمر تحت نیروی جسم خارجی هستند و این احساس خوش آیندی نبود. همچنین در توانبخشی به کمک این ربات ها، به علت تعقیب مسیر دقیق و عدم انعطاف پذیری ربات، ممکن است بیمار به میزان لازم درگیر فرایند تمرین و حرکت نشود. احساس ناراحتی، سایز بزرگ ربات، انرژی مصرفی و هزینه بالا معایب اصلی این نسل از ربات های توانبخشی بود.

به منظور رفع برخی از مشکلات ذکر شده، استفاده از ربات های موازی در توانبخشی مورد توجه پژوهشگران قرار گرفت. از مزایای این ربات ها می توان به دقت بالا، طراحی مطمئن تر و قرارگیری عملگرها در محلی دورتر از بیمار اشاره کرد. این دسته ربات ها در توانبخشی پایین تنه⁶ کاربردهای وسیعی داشتند. به عنوان نمونه هایی از این ربات ها می توان به مراجع [6-8] اشاره کرد. با وجود توسعه این ربات ها، مشکلات اصلی ذکر شده در بالا همچنان پابرجا بود. این مشکلات، پژوهشگران را بر آن داشت تا ربات های کابلی موازی⁷ را مورد مطالعه قرار دهند. این نسل از ربات های توانبخشی با داشتن فضای کاری بزرگ به سادگی قابلیت تطبیق برای بیماران مختلف را دارند. همچنین ساختار مکانیکی ساده آنها سبب سهولت در مونتاژ و دیمونتاژ می شود که نهایتاً امر انتقال و تغییر پیکربندی ربات را ساده تر می سازد. قابلیت ارتقاء و تعویض اجزای ربات و همچنین افزودن و کاستن تعداد کابل ها، وزن کم کابل ها و هزینه پایین از دیگر مزایای ربات های کابلی موازی است. همچنین، جهت افزایش ایمنی در این ربات ها می توان از کابل هایی استفاده کرد که در مواقع لزوم و زمانی که نیروی بیش از حد به آن وارد می شوند،

8- Over-actuation

9- MACARM

10- CaTraSys

11- Weight bearing

12- STRING-MAN

13- End-effector

14- Controllable Workspace (CWS)

15- Gait

1- Rehabilitation robotics

2- MIT-MANUS

3- SCARA

4- Exoskeleton

5- ARMin

6- Lower extremity

7- Parallel cable-driven robot

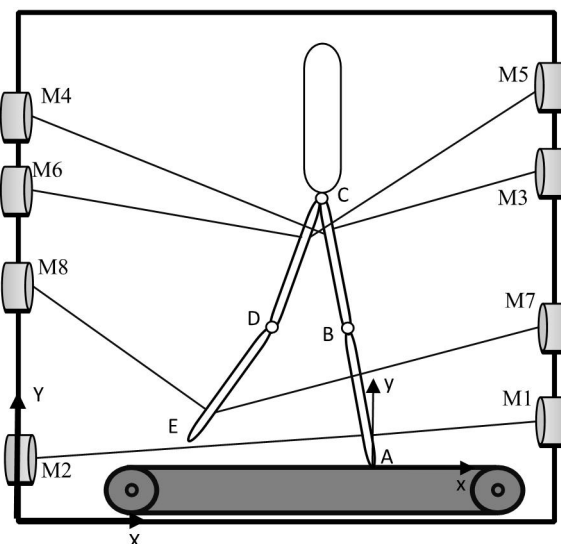
رفتن تمرکز شده است. مدل بیودینامیکی بررسی شده در این مقاله، که در شکل 1 نمایش داده شده است، شامل پنج لینک صلب است که برای نمایش بالاتنه، دو ساق و دو ران پا استفاده شده است. در این تحقیق از مدلسازی کف پاها صرف نظر شده است. این لینکها توسط یک مفصل در لگن و دو مفصل در زانوها به هم متصل شده اند. گشتاور و اصطکاک بین مفاصل صفر در نظر گرفته شده است. همچنین، فرض شده است در محل اتصال ساق پای تکیه گاه و زمین، اصطکاک به میزانی است که از لغزش مدل جلوگیری کند. در حالت کلی مدل 6 درجه آزادی دارد (یک درجه آزادی دورانی به ازای هر لینک و دو درجه به ازای موقعیت عمودی و افقی نوک پای تکیه گاه بر روی تردمیل). درجه آزادی برای بالاتنه در نظر گرفته نشده است و فرض شده بالاتنه همواره به صورت قائم می ماند.

همان طور که در شکل 1 مشخص است، مدل بر روی تردمیل قرار می گیرد و کل مجموعه توسط یک چارچوب محصور شده است. محل آویزان شدن کابلها با M1 تا M8 مشخص شده است. البته از دیدگاه ساخت می توان در این موقعیتها پولی قرار داد و موتورها یا کابل جمع کنها را در نقاط مناسب مستقر کرد. به هر صورت، در این مقاله موقعیت موتورها و محل آویزان شدن کابلها هر دو به یک معنی اند. همان گونه که در شکل 1 نشان داده شده است، به هر یک از اعضا، به غیر از بالاتنه، دو کابل متصل شده است. محل اتصال کابلهای 1، 2، 3، 4، 5 و 6 به فاصله سه چهارم طول ران پا از مچ و محل اتصال کابلهای 7، 8 به فاصله یک چهارم طول ساق پا از اندازگیری شده از مفصل زانوست. در مورد دلایل اتصال به این صورت در بخش 7 توضیح داده می شود. در این سیستم رباتیک، مجری نهایی مدل بدن انسان است و هر کدام از کابلها به موتور متناظر خود متصل هستند و با کشیدن کابلها توسط موتورها نیروی لازم برای حرکت پابین تنه ایجاد می شود. در تحلیل صورت گرفته در این مقاله فرض شده است که جرم کابلها ناچیز است؛ هر موتور دقیقاً یک کابل را کنترل می کند؛ کشش در کابلها کراندار است و کابلها رفتار الاستیک ندارند. حرکت مدل روی تردمیل و در صفحه ساجیتال¹ انجام می شود. شایان ذکر است که ربات کابلی موازی بررسی شده کاملاً مقید و افزونه است.

3- سینماتیک حرکت و تولید مسیر

جهت راه رفتن مدل بر روی تردمیل ابتدا باید به تولید مسیر برای اجزای مدل پرداخته شود. در واقع این مسیرها، مسیرهای مطلوب حرکت راه رفتن هستند. چرخه راه رفتن از دو فاز تک تکیه گاهی² و دو تکیه گاهی³ تشکیل شده است. در این مقاله، با توجه به مدل در نظر گرفته شده، تنها حالت تک تکیه گاهی قابل بررسی است. در واقع فرض شده است فاز دو تکیه گاهی (لحظه تعویض پا) بی نهایت کوتاه است. چنین فرضی در مبحث رباتهای دوبا بسیار مرسوم است.

در فاز تک تکیه گاهی، مدل به صورت یک زنجیره سینماتیکی باز، که پایه اش پاشنه پای تکیه گاه است، در نظر گرفته می شود (شکل 2). ابتدا یک مسیر حرکت برای لگن و نوک پای آویزان در نظر گرفته می شود. سپس، برای حرکت از مکان اولیه به مکان نهایی در مدت زمانی مشخص، با حل معادله های سینماتیک وارون، زوایای مفصلی متناظر با مکان و جهت گیری هدف محاسبه می شود. مکان اولیه و نهایی مدل نیز، به صورت مجموعه ای از زوایای مفصلی، معلوم فرض شده است.



شکل 1 نمای شماتیک ربات کابلی توانبخشی و مدل انسان

مرور پژوهش های پیشین نشان می دهد که در اکثر کارهای انجام شده برای توانبخشی راه رفتن به کمک رباتهای کابلی، به تحلیل دقیق فضای کاری کنترل پذیر و تعیین بهینه محل آویزان شدن کابلها متناسب با ویژگی های آنروپومتری بیمارمان پرداخته نشده است. در مقالات علمی، فضای کاری رباتهای موازی کابلی افزونه از دیدگاه های مختلف مورد بررسی قرار گرفته است و به طور خلاصه چهار نوع فضای کاری برای رباتهای کابلی تعریف شده است: (1) فضای کاری چرخش امکان پذیر [15]، (2) فضای کاری دینامیکی [16]، (3) فضای کاری استاتیکی [17]، (4) فضای کاری کنترل پذیر [18]. عمومی ترین تعریف فضای کاری، فضای کاری کنترل پذیر است که شامل همه موقعیت هایی از مجری نهایی است که در آن ها به ازای همه نیروها و گشتاورهای وارده بر مجری نهایی، کابل های ربات در حالت کششی قرار گیرند [19]. افزایش فضای کاری کنترل پذیر می تواند به کارایی ربات کمک کند.

در اغلب کارهای گذشته بر روی تحلیل فضای کاری رباتهای کابلی، مجری نهایی به صورت تک عضو صلب در نظر گرفته شده است. برای مثال، در مرجع [20]، تنها با در نظر گرفتن یک مجری نهایی صلب و با استفاده از بهینه سازی، فضای کاری کنترل پذیر پیشنهاد شده است. همچنین، کارهای ارزشمندی توسط نویسندگان بر روی تولید مسیر بهینه ربات کابلی در حضور موانع [21] و تولید مسیر با مرز متحرک [22] انجام شده است. برخلاف تحقیقات انجام شده قبلی، در یک ربات کابلی توانبخشی، مجری نهایی انسان است که متشکل از چندین عضو و مفصل است.

در مقاله حاضر، با در نظر گرفتن راه رفتن یک مدل چند عضوی از انسان بر روی تردمیل، سعی شده است فضای کاری کنترل پذیر از طریق تعیین محل آویزان شدن کابلها به گونه ای تغییر داده شود که نقش موثر ربات در تعقیب الگوی راه رفتن صحیح توسط بیمار تضمین شده باشد. همچنین، با کمینه کردن میزان کشش کابلها براساس موقعیت آویزان شدن، کم شدن مصرف انرژی در توان بخشی لحاظ می شود و در نهایت یک شبکه عصبی برای تعیین سریع محل آویزان شدن کابلها با توجه به پارامترهای آنروپومتری انسان آموزش داده می شود.

2- معرفی ربات کابلی و مدلسازی راه رفتن

همان گونه که در بخش قبل اشاره شد، در این مقاله بر روی توانبخشی راه

1- Sagittal

2- Single support

3- Double support

در نقاط مسیر، می توان از این نقاط یک منحنی درجه 5 به صورت رابطه (3) عبور داد:

$$\theta_i(t) = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3 + a_4 t^4 + a_5 t^5 \quad (3)$$

ضرایب a_i با داشتن مقادیر زاویه، سرعت زاویه ای و شتاب زاویه ای دو نقطه مجاور از مسیر به دست می آیند. به این ترتیب اگر زمان کل به بازه های کوچکی تقسیم شود، اطلاعات فواصل در طول مسیر به دست خواهد آمد.

4- دینامیک

با توجه به مشخص شدن مسیرهای حرکت در بخش قبل، برای حرکت اعضاء مدل باید به آن ها نیرو و یا گشتاور وارد شود. نیروهای مورد نیاز برای ایجاد این حرکت باید توسط کابل ها تامین شود و گشتاورها هم توسط مفاصل مدل ایجاد می شوند. برای حل معادلات دینامیکی سیستم از روشی مشابه روش مرسوم نیوتن-اولر استفاده شده است. براساس این روش هر عضو به عنوان یک جسم صلب در نظر گرفته می شود و دیاگرام آزاد آن رسم می شود. قبل از حل معادلات دینامیکی، با اشاعه سرعت و شتاب به راحتی می توان سرعت و شتاب مرکز جرم هر عضو را به دست آورد. با محاسبه شتاب خطی و زاویه ای مرکز جرم هر لینک، می توان معادلات نیوتن-اولر را برای محاسبه نیروی اینرسی و گشتاور وارده بر مرکز جرم هر لینک به دست آورد. حل معادلات دینامیکی از عضو اول آغاز می شود. دیاگرام آزاد ساق پای تکیه گاه در شکل 3 نشان داده شده است.

با توجه به شکل 3 می توان معادلات دینامیکی را به صورت روابط (4) تا (7) نوشت:

$$\sum_{i=1}^p t_i + A + B + f_{in} + G = 0 \quad (4)$$

$$\sum_{i=1}^p c_i \times t_i + \tau_B + r_A \times A + r_B \times B + t_{in} = 0 \quad (5)$$

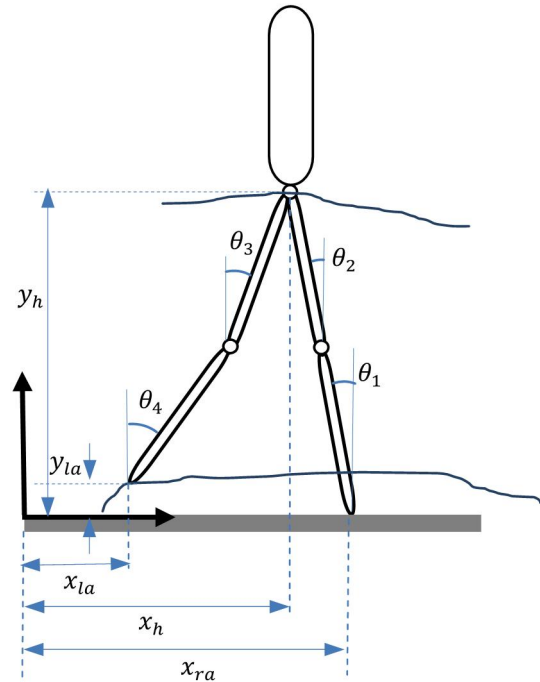
$$f_{in} = -m\ddot{v}_G \quad (6)$$

$$t_{in} = -I_G \ddot{\omega} - \omega \times (I_G \omega) \quad (7)$$

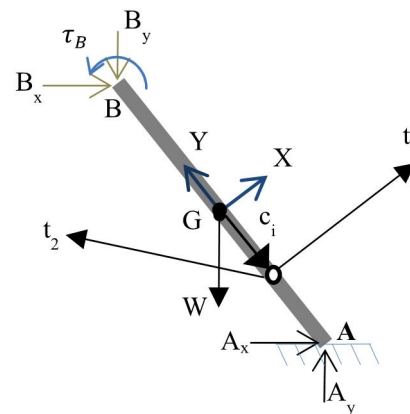
در معادلات بالا، m ، I_G و $\ddot{v}_G$ به ترتیب جرم عضو، ممان اینرسی نسبت به مرکز جرم، سرعت مرکز جرم و سرعت زاویه ای عضو است. A و B نیروهای تکیه گاهی و مفصلی و r_A و r_B بردارهایی از مرکز جرم تا محل اثر نیروهای A و B هستند. همچنین، t_i نیروی کابل و c_i محل اعمال آن را نشان می دهد. p نشان دهنده تعداد کابل های متصل به عضو است که برای عضو نشان داده شده در شکل 3 برابر $p = 2$ است. G هم نشان دهنده نیروهای گرانی است.

به منظور کمک به فرآیند توانبخشی، با توجه به میزان معلولیت بیمار در راه رفتن و نظر فیزیوتراپ، باید نیروی تکیه گاهی مشخصی به پاشنه پای تکیه گاه وارد شود. بنابراین در تحلیل دینامیکی نیروی وارده بر پای تکیه گاه از طرف زمین یک پارامتر معلوم است.

به همین ترتیب دیاگرام آزاد سایر اعضاء هم رسم می شوند که برای رعایت اختصار از آوردن آن ها در مقاله صرف نظر شده است. در دیاگرام آزاد به هر عضو نیروها و گشتاورهای زیر وارد می شوند: نیروی گرانش، نیروی کابل ها، نیروهای عکس العمل مفاصل مجاور و گشتاورهای مفصلی. با توجه به صفحه ای بودن مدل، برای هر عضو تنها 3 معادله تعادل دینامیکی می توان نوشت. بنابراین در تحلیل هر لینک ماکزیمم 3 نیروی مجهول می تواند وجود داشته باشد. جهت حل معادلات دینامیکی، با توجه به افزونه بودن مدل، اندازه کشش در برخی کابل ها معلوم فرض می شوند. چنین رهیافتی در مقالات [20] و [24] در مورد ربات های با یک مجری نهایی تک عضوی به کار رفته است.



شکل 2 پارامترهای سینماتیکی مدل



شکل 3 نمودار آزاد نیروهای لینک AB

مسیر حرکت نوک پای آویزان (پای چپ) به صورت یک چندجمله ای درجه سه در نظر گرفته شده است:

$$y_{la} = c_0 + c_1 x + c_2 x^2 + c_3 x^3 \quad (1)$$

که در آن ارتفاع نوک پای آویزان یا همان قوزک پا و x فاصله افقی از نقطه شروع را نشان می دهد. ضرایب c_i هم با استفاده از شرایط مرزی به دست می آید. برای مسیر حرکت مفصل کمر هم می توان به صورت مشابه عمل کرد. پس از مشخص شدن مسیر حرکت مفاصل کمر و قوزک پای آویزان با حل سینماتیک وارون زوایای θ_i قابل محاسبه است. برای مثال زوایای θ_4 و θ_3 به صورت رابطه (2) به دست می آیند [23]:

$$\theta_4 = \sin^{-1} \left(\frac{hL_3 \sin \beta + l_1 (L_4 + L_3 \sin \beta)}{(L_4 + L_3 \cos \beta)^2 + (L_3 \sin \beta)^2} \right) \quad (2)$$

که در آن:

$$h = L_4 \cos \theta_4 + L_3 \cos \theta_3 - y_{la},$$

$$l = L_4 \sin \theta_4 + L_3 \sin \theta_3 - x_{la},$$

$$\beta = \theta_4 - \theta_3 = \arccos((h^2 + l_1^2 - L_4^2 - L_3^2)/2L_3L_4)$$

بنابراین، θ_3 از رابطه $\theta_3 = \theta_4 - \beta$ به دست می آید.

پس از به دست آمدن زوایا، سرعت ها و شتاب های زاویه ای هم با مشتق گیری به دست می آیند. با داشتن زوایا، سرعت ها و شتاب های زاویه ای

کابل‌ها به دست می‌آیند. در صورتی که نیروهای به دست آمده در تمامی چرخه حرکت کششی و در محدوده مجاز باشد، موقعیت موتورهای و مختصات پاشنه ذخیره خواهد شد و برنامه به جستجوی موقعیت‌های دیگر می‌پردازد. ممکن است برای موقعیت آویزان شدن یک کابل چندین محل مناسب پیدا شود که براساس آن کشش کابل همواره مثبت می‌ماند. تعداد این محل‌های مناسب، که برنامه به ترتیب آن‌ها را شناسایی می‌کند، به وضوح شبکه بستگی دارد. این دقت توسط کاربر قابل تنظیم است. پس از اینکه کل نقاط بررسی شد، موقعیت یکی از موتورهای جابه‌جا می‌شود، در حالی که بقیه موتورهای در موقعیت قبلی ثابت هستند و تمامی نقاط فضای کاری مجدداً بررسی می‌شوند. به همین ترتیب موقعیت موتورهای تغییر خواهد یافت تا زمانی که همه حالت‌های ممکن قرارگیری موتورهای نسبت به هم بررسی شود.

پس از آنکه همه موقعیت‌های مناسب کابل‌ها، که به‌ازای آنها بدن فرد در کل چرخه راه رفتن در فضای کنترل پذیر ربات قرار می‌گیرد، پیدا شد باید بهترین وضعیت براساس یک معیار مناسب انتخاب شود. بین کل موقعیت‌های به دست آمده مناسب برای همه کابل‌ها، موقعیت‌های برتر براساس معیار کمینه بودن مقدار مجموع کشش‌ها در طول چرخه حرکت انتخاب می‌شود. فلوجارت الگوریتم جستجو در شکل 4 نشان داده شده است.

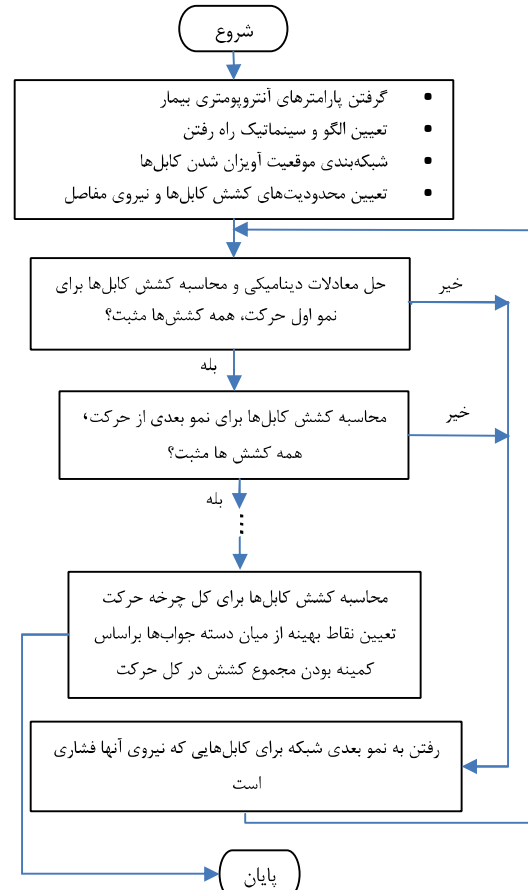
6- شبکه عصبی

یافتن محل آویزان شدن کابل‌ها برای هر بیمار نیاز به اجرای برنامه شبیه سازی دارد که زمان اجرای آن با توجه به وضوح شبکه می‌تواند قابل ملاحظه باشد. بنابراین، یک شبکه عصبی برای تعیین بهینه محل آویزان شدن کابل‌ها آموزش داده می‌شود. شبکه عصبی براساس الگوریتم پس انتشار مارکوئٹ-لئونبرگ² آموزش دیده شده است. این شبکه پارامترهای آنتروپومتری بیمار را به عنوان ورودی می‌گیرد و سپس محل‌های مناسب آویزان شدن کابل‌ها را به عنوان خروجی فراهم می‌کند. داده‌های لازم برای این شبکه براساس شبیه سازی‌های انجام شده برای مدل‌هایی با قد 150 تا 190 سانتی متر و جرم 40 الی 100 کیلوگرم و با شاخص جرم بدن³ متنوع به دست آمده است. تعداد شبیه سازی‌ها برابر 62 است. 80 درصد داده‌ها برای آموزش و 20 درصد برای آزمایش در نظر گرفته شده است. 20 درصد از داده‌های آموزشی هم برای اعتبارسنجی⁴ در نظر گرفته شده است. با استفاده از جعبه ابزار نرم افزار متلب یک شبکه عصبی دولایه با نرون‌های مخفی سیگموئید و نرون‌های خروجی خطی به کار گرفته شده است.

7- نتایج شبیه سازی

به منظور بررسی کارایی روش معرفی شده، شبیه سازی‌های متعددی انجام شده است. پارامترهای هندسی و فیزیکی مدل براساس جدول 1 انتخاب شده است. سایر پارامترهای مورد نیاز مانند محل مرکز جرم و ممان‌های اینرسی هم از جداول نرمال شده بیومکانیک براساس قد و وزن فرد استخراج می‌شود [25].

جدول 1 پارامترهای آنتروپومتریکی مدل		
عضو	طول	وزن
ساق	0/246 × قد	0/05 × وزن
ران	0/245 × قد	0/1 × وزن
بالا تنه	-	0/7 × وزن



شکل 4 فلوجارت الگوریتم جستجو

باید به این موضوع دقت داشت که براساس روش جستجوی عددی به کار گرفته شده (بخش 5) راستای کشش کابل با نمونه‌های بسیار کوچکی تغییر می‌کند و محاسبات ذکر شده برای به دست آوردن کشش‌های مجهول در هر نمونه انجام می‌شود. همچنین، برای نیروهای داخلی که به مفاصل مدل وارد می‌شود نیز می‌توان یک محدوده مجاز در نظر گرفت. این یکی از برتری‌های روش به کار رفته است، زیرا ممکن است مشکل بیمار مثلاً در مفصل زانو باشد که در این صورت با محدود کردن نیروی وارد بر زانو، کشش کابل‌ها به گونه ای به دست می‌آید که در حین راه رفتن کمترین فشار به زانو وارد شود. همچنین، ذکر این نکته لازم است که در مدلسازی فرض بر این است که وزن بالاتنه به صورت متمرکز روی مفصل لگن قرار می‌گیرد.

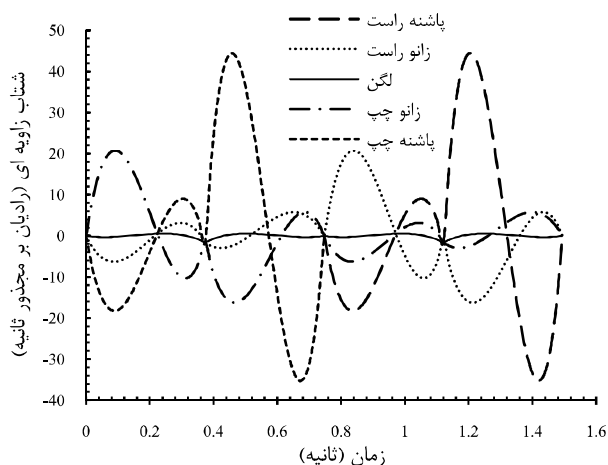
5- تعیین موقعیت آویزان شدن کابلها و تولید فضای کنترل پذیر

موقعیت موتورهای با توجه به شکل 1 بر روی اضلاع سمت چپ و راست چارچوب سیستم به نحوی به دست می‌آید که برای کل چرخه راه رفتن، کشش کابل‌ها همواره مثبت بوده و در محدوده مجاز باشد. البته روشن است که برای ساخت مدل می‌توان موتورهای را در یک مکان مناسب مستقر کرد و سپس از طریق پولی‌های متحرک راستای کشش کابل‌ها را تغییر داد.

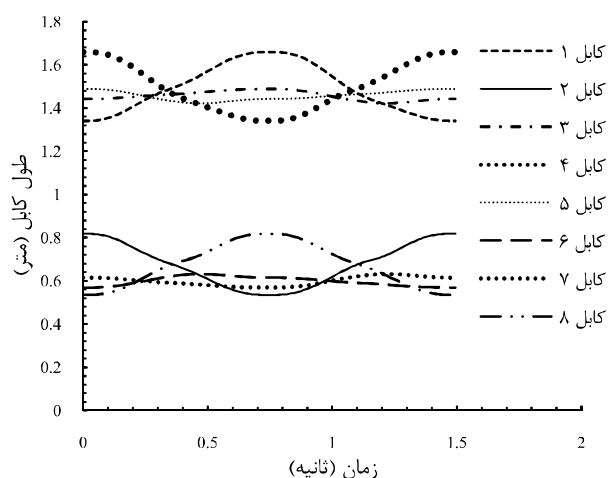
به منظور تعیین موقعیت مناسب برای هر موتور ابتدا با یک وضوح¹ مشخصی مختصات محل آویزان شدن کابل شبکه بندی می‌شود. سپس، برای هر کدام از نقاط شبکه، با توجه به مختصات پاشنه پای تکیه گاه (نوک پای تکیه گاه) که بر روی تردمیل حرکت می‌کند و با توجه به سینماتیک مطلوب حرکت، معادلات دینامیکی در کل چرخه راه رفتن حل می‌شود و نیروی

2- Levenberg-Marquardt backpropagation algorithm
3- Body Mass Index (BMI)
4- Validation

1- Resolution



شکل 7 شتاب زاویه ای مفاصل



شکل 8 تغییرات طول کابلها به هنگام راه رفتن

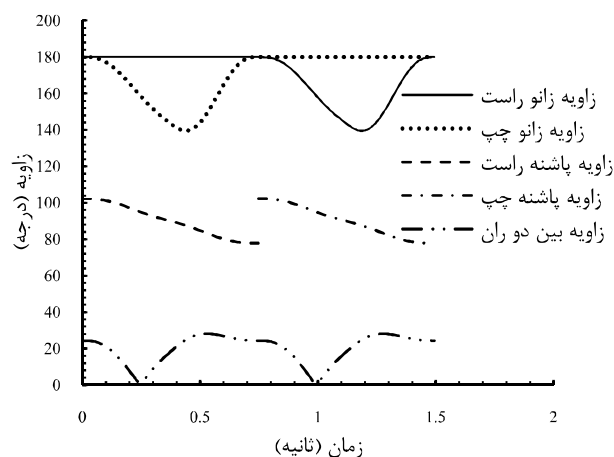
طول کابلها در حین گام برداری در شکل 8 نشان داده شده است.

تغییرات طول کابلها با توجه به حرکت مدل به راحتی قابل تحلیل است. برای نمونه طول کابل 1، که به جلوی ساق پای راست متصل است، در گام اول روند افزایشی و در گام دوم روند کاهشی دارد. دلیل این امر آن است که کل مدل روی تردمیل به سمت عقب حرکت می کند و باعث می شود طول این کابل، برخلاف آنچه در راه رفتن روی زمین اتفاق می افتد، در گام اول افزایش و در گام دوم کاهش یابد.

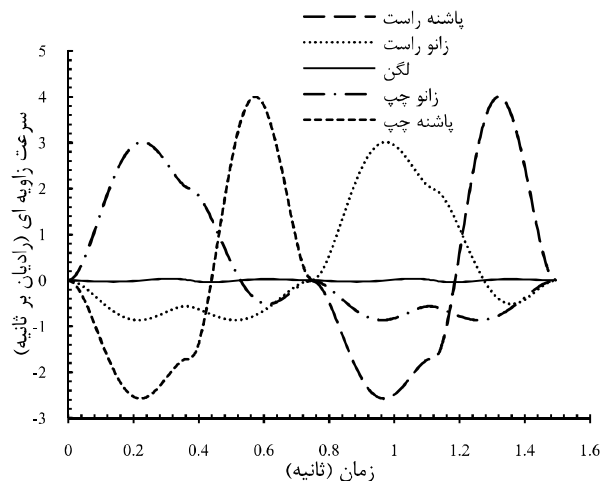
برای پرهیز از پیچیدگی در نمایش منحنی ها، میزان نیروی کابلها در دو شکل مجزا (شکل های 9 و 10) اما با یک مقیاس یکسان نشان داده شده است. در این شکلها مثبت بودن نیروی همه کابلها مشخص است که به معنای کششی بودن آنها در طول کل حرکت است. ذکر این نکته ضروری است که برای کشش هر کابل حد بالایی در نظر گرفته شده است که در این شبیه سازی برابر 300 نیوتن بوده است. همچنین، بدون ازدست دادن کلیت مساله، گشتاورهای مفصلی برابر صفر در نظر گرفته شده است (مدل همانند یک عروسک خیمه شب بازی است که باید توسط کابلها راه برود). در شروع حرکت نیروی کابل 4 بیشترین مقدار را دارد. نیروی کابل های 2، 3، 6 و 8 معلوم فرض شده است. این مقادیر براساس سعی و خطا مقداردهی شده اند. در بررسی صحت اندازه این نیروها باید به حرکت تردمیل و شتاب گیری مدل توجه داشت. نیروهای کابلها با نیروهای اینرسی و گرانشی در تعادل دینامیکی قرار دارند و درستی این مساله به راحتی قابل بررسی است.

در ادامه نتایج شبیه سازی برای یک مدل با قد 180 سانتی متر و وزن 750 نیوتن و برای دو گام از راه رفتن نشان داده شده است. طول هر گام 0/415 برابر قد فرد در نظر گرفته شده است و فرض شده است که پای راست در گام اول، پای تکیه گاه است. مدل با سرعت 1 متر بر ثانیه روی تردمیل به سمت جلو حرکت می کند. همچنین، تردمیل با سرعت خطی افقی مفصل لگن به سمت عقب در حرکت است. در نتیجه مفصل لگن در راستای افقی ثابت به نظر می رسد. نیروهای تکیه گاهی در پاشنه تکیه گاه در راستای افقی 0/12 برابر وزن کل و در راستای عمودی 0/6 برابر وزن کل در نظر گرفته شده است. در این مقاله ماکزیمم نیروی داخلی 500 نیوتن در نظر گرفته شده است. براساس الگوی راه رفتنی که در بخش 3 توضیح داده شد، مسیرهای مطلوب برای مفاصل با حل سینماتیک وارون به دست می آید (شکل 5). سرعت و شتاب زاویه ای مفاصل نسبت به پاشنه تکیه گاه به ترتیب در شکل های 6 و 7 نمایش داده شده است. در مورد این شکلها باید به این نکته توجه داشت که از آنجا که مدل فاقد کف پا است، بنابراین زاویه پاشنه پای آویزان (نوک پای آویزان) بی معنی است و این زاویه فقط برای پای تکیه گاه معنا دارد که زاویه ساق پای تکیه گاه را نسبت به افق نشان می دهد. در واقع زوایای نشان داده شده نسبت به لینک قبل محاسبه شده اند.

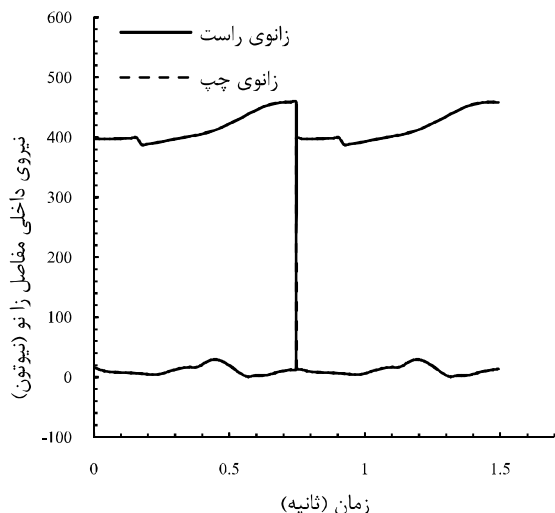
همان گونه که انتظار می رود، بیشترین تغییرات طول در کابل های متصل به پای آویزان است (کابل های 8 و 7 زمانی که پای چپ آویزان است و کابل های 1 و 2 زمانی که پای راست آویزان است).



شکل 5 الگوی راه رفتن مدل (تغییرات زاویه ای مفاصل)



شکل 6 سرعت زاویه ای مفاصل



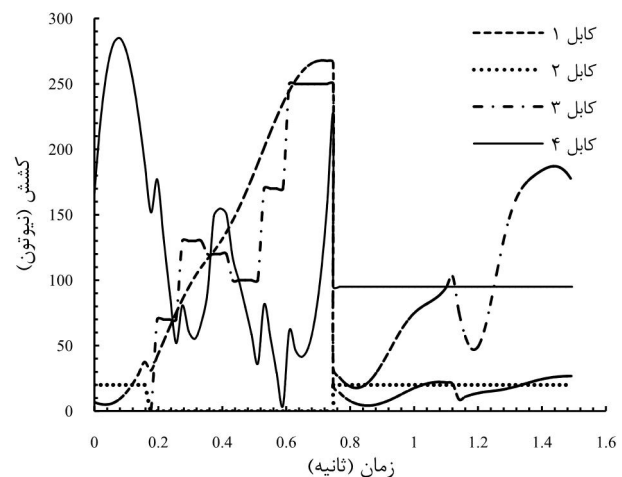
شکل 12 نیروی داخلی وارد مفاصل زانو

جدول 2 موقعیت های بهینه محل آویزان شدن کابل ها									
موقعیت	موتور 1	موتور 2	موتور 3	موتور 4	موتور 5	موتور 6	موتور 7	موتور 8	
X(m)	0	2/05	0	2/05	0	2/05	0	2/05	8
Y(m)	0/85	0/85	1/25	1/25	1/25	1/25	1/25	0/85	0/85

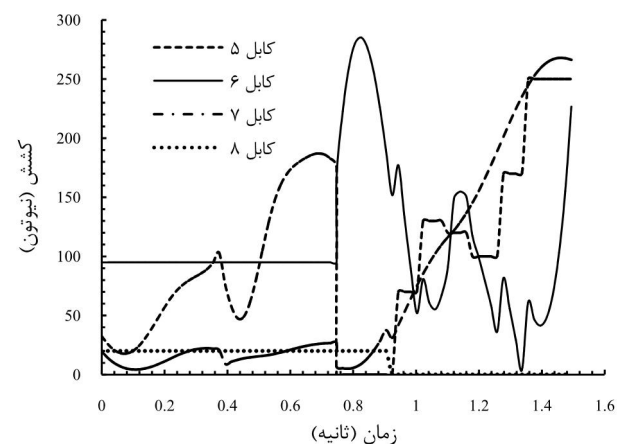
با توجه به جدول 2، نکته ای که در مورد این مدل صفحه ای جلب توجه می کند متقارن بودن آن است. با توجه به اینکه هر دو پا مسیرهای مشخص و یکسانی را طی می کنند، کمترین میانگین کشش زمانی اتفاق می افتد که کابل های متناظر پای راست و چپ، موقعیت یکسانی داشته باشند. به این معنی که کابل 7 از پای چپ با کابل 1 از پای راست، همچنین کابل های 8 با 2، 5 با 3 و 6 با 4 ارتفاع یکسانی داشته باشند. بنابراین، در برنامه جستجوی فضای کاری می توان به جای جستجوی موقعیت برای 8 موتور و بررسی حالت ها ممکن قرارگیری آن ها نسبت به هم، تنها 4 موتور مربوط به یک پا را موقعیت دهی و بررسی کرد. 4 موتور پای دیگر مقادیر مشابهی خواهند داشت. این مساله مهمی است، زیرا زمان اجرای برنامه جستجو را به میزان قابل توجهی کاهش می دهد. برای مثال، با یک پردازنده 2/66 گیگا هرتز و با حافظه رم 4¹ گیگابایت، برنامه جستجوی 8 موتور در مدت زمان 45 دقیقه اجرا شده است و از میان موارد مجاز، موردی با کمترین میانگین کشش برابر 57/2283 نیوتون به دست آمده است. این درحالی است که برنامه جستجوی 4 موتور در مدت زمان 10 دقیقه همین مورد مناسب را معرفی می کند (با وضوح یکسان).

برای بررسی پارامترهای سینتیکی مدل، نیروهای داخلی وارد بر مفاصل زانو در شکل 12 نشان داده شده است. در این شکل مشخص است که نیروی داخلی زانوی پای تکیه گاه بزرگ تر از پای آویزان است. مقدار نزدیک به صفر نیروی داخلی وارد بر زانوی پای آویزان به علت تحمل بخش زیادی از وزن عضو توسط کابل های متصل به ساق پاست.

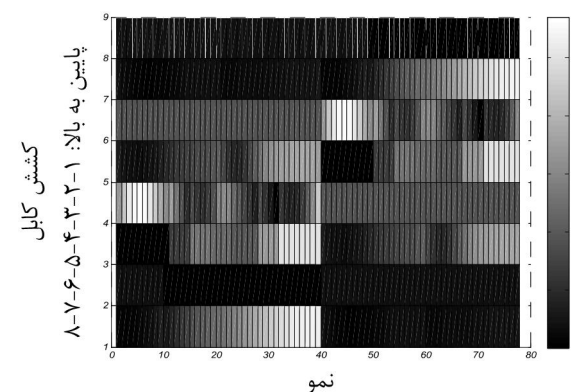
اگرچه با در نظر گرفتن وضوح کمتر، زمان اجرای برنامه با توجه به مساله تقارن می تواند قابل قبول باشد، اما به منظور افزایش وضوح، کاهش بیشتر زمان اجرا و همچنین در نظر گرفتن محدوده بیشتر قد و وزن افراد یک شبکه عصبی آموزش داده شده است که ورودی آن قد و وزن مدل و خروجی آن محل مناسب آویزان شدن کابل ها است. این شبکه براساس مشخصاتی که در بخش 6 بیان شد، آموزش داده شده است. هیستوگرام خطای آموزش و



شکل 9 نیروی کابل های 1 تا 4



شکل 10 نیروی کابل های 5 تا 8



شکل 11 نمایش طیفی کشش کابل ها

در شکل 11 نمایش طیفی از کشش کابل ها برحسب نمو های حرکت نشان داده شده است. این شکل شامل 8 ردیف طیف است که هر ردیف نشان دهنده طیف تغییرات نیروی کشش یک کابل است. محور افقی نمو های حرکت در طول کل چرخه حرکت را نشان می دهد. شکل 11 نمایان می کند که در هر بخش از چرخه حرکت کدام یک از کابل ها بیشتر فعال می شوند و تاثیر بیشتری بر حرکت می گذارند.

نیروهای کششی نشان داده شده در شکل های 9 و 10 براساس موقعیت آویزان شدن کابل ها، که از جستجوی عددی به دست آمده است، استخراج شده اند. این موقعیت ها، که در دستگاه مختصات XY تعریف شده اند، در جدول 2 خلاصه شده اند.

علت این امر کاهش زمان محاسبات است. همچنین، به نظر می رسد به لحاظ عملی هم تجهیزاتی که برای اتصال کابل ها به اعضا بدن استفاده می شوند، به راحتی قابلیت تغییر مکان بر روی عضو را نداشته باشند.

8- نتیجه گیری

در مقاله حاضر، به شبیه سازی حرکت مدل دینامیکی از یک بیمار که ناتوانی حرکتی دارد بر روی یک تردمیل پرداخته شده است. معادلات سینماتیکی و دینامیکی مدل حل شده است و با طراحی یک سیستم ربات کابلی، محل آویزان شدن کابل ها به گونه ای به دست آمده اند که در طول راه رفتن مدل همواره در فضای کنترل پذیر ربات باقی بماند تا عمل توان بخشی به طور موثر انجام پذیرد. نتایج شبیه سازی حاکی از موفقیت روش در تعقیب مسیرهای حرکتی مطلوب پایین تنه است. از مزیت های رهیافت به کار رفته می توان به اعمال محدودیت میزان وزن قابل تحمل توسط بیمار، محدودیت نیروی وارد بر مفاصل بیمار و تنظیم سیستم براساس پارامترهای قد و وزن هر فرد نام برد. در پژوهش های آتی، باتوجه به پیچیدگی های محاسباتی با افزایش درجات آزادی مدل، هدف شبیه سازی برای یک مدل سه بعدی مناسب است که حرکات در صفحات فرونتال و افقی را هم دربر بگیرد. پس از انجام تحلیل ها بر روی مدل سه بعدی، به ساخت ربات و آزمایش بر روی بیماران پرداخته خواهد شد.

9- سپاسگزاری

این مقاله بخشی از نتایج یک طرح پژوهشی به شماره 16/93/3/490 است که در دانشگاه صنعتی همدان اجرا شده است. از معاونت پژوهشی دانشگاه صنعتی همدان جهت پشتیبانی مالی این پروژه سپاسگزاری می شود.

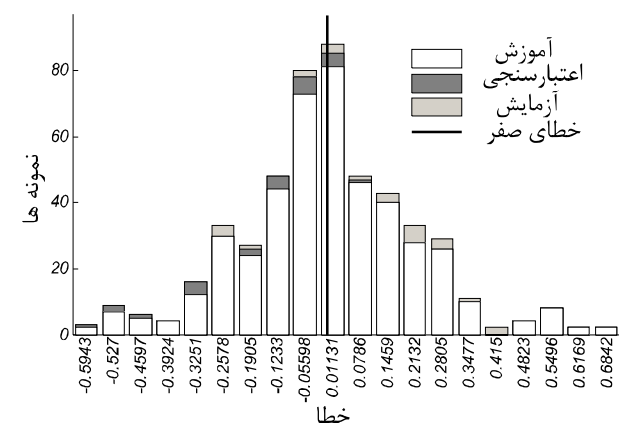
10- مراجع

- [1] Ch. Frumento, E. Messier, V. Montero, *History and Future of Rehabilitation Robotics*, Bachelor of Science Thesis, Worcester Polytechnic Institute, Worcester, MA, USA, 2010.
- [2] M. Hillman, Rehabilitation robotics from past to present-a historical perspective, In Z. Z. Bien, D. Stefanov, editors, *Advances in Rehabilitation Robotics*, Vol. 306 of Lecture Notes in Control and Information Sciences, Springer Berlin Heidelberg, pp. 25-44, 2004.
- [3] N. Hogan, H. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna, A. Sharon, MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training, In *Proceedings of IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, Tokyo, Japan, pp. 161-165, 1992.
- [4] H. I. Krebs, J. Celestino, D. Williams, M. Ferraro, B. Volpe, N. Hogan. 24 a wrist extension for MIT-MANUS, In Z. Z. Bien, D. Stefanov, editors, *Advances in Rehabilitation Robotics*, Vol. 306, pp. 377-390, Springer Berlin Heidelberg, 2004.
- [5] T. Nef, M. Guidali, V. Klamroth-Marganska, R. Riener. ARMin- exoskeleton robot for stroke rehabilitation, In R. Magjarevic, O. Dossel, W. C. Schlegel, editors, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Munich, Germany, Vol. 25, No.9, pp. 127-130, 2009.
- [6] M. Girone, G. Burdea, M. Bouzit, V. Popescu, and J. Deutsch. A Stewart platform-based system for ankle telerehabilitation, *Autonomous Robots*, Vol. 10, pp. 203-212, 2001.
- [7] K. Bharadwaj, T. Sugar. Kinematics of a robotic gait trainer for stroke rehabilitation, In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Orlando, FL, USA, pp. 3492-3497, 2006.
- [8] M. Bouri, B. Le Gall, R. Clavel, A new concept of parallel robot for rehabilitation and fitness: The Lambda, In *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, Guilin, Peoples Republic of China, Vol. 1-4, pp. 2503-2508, 2009.
- [9] D. Mayhew, B. Bachrach, W. Z. Rymer, R. F. Beer, Development of the MACARM a Novel Cable Robot for Upper Limb Neurorehabilitation, in *Proceedings of the 2005 IEEE, 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Chicago, IL, USA, pp. 299-302, 2005.
- [10] E. Ottaviano, M. Ceccarelli, F. Palmucci. An application of CaTraSys, a cable-based parallel measuring system for an experimental characterization of human walking, *Robotica*, Vol. 28, No.1, pp. 119-133, 2009.

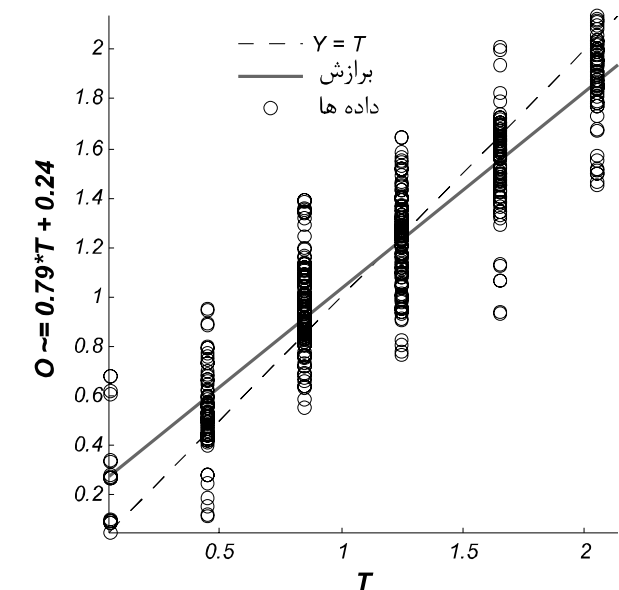
همبستگی بین ورودی و خروجی آن در شکل های 13 و 14 نشان داده شده است. نتایج شبیه سازی نشان می دهند که از میان پارامترهای آنترپومتری تاثیر وزن در میزان کشش خیلی بیشتر از قد است. با افزایش وزن، برای به دست آوردن موارد مناسب، ماکزیمم میزان کشش کابل ها باید افزایش یابند. علاوه بر افزایش میزان کشش کابل ها، تعداد موارد مناسبی که در وزن های بالاتر برنامه جستجو پیدا می کند، کمتر است.

مسائله ای که در اینجا باید به آن اشاره شود، تداخل کابل هاست. فرض شده است که هرپا در یک صفحه مجزا حرکت می کند. به این معنی که حرکت پاها در دو صفحه موازی با فاصله کم انجام می گیرد. موتورهای مربوط به هر پا در صفحه مربوط به همان پا قرار می گیرند. در نتیجه امکان برخورد کابل های پای راست با چپ وجود ندارد. همچنین، کابل هایی که به جلوی پا متصل هستند نمی توانند با کابل هایی که به پشت پا متصل هستند درگیر شوند. بنابراین، مسئله تداخل فقط برای کابل های جلویی هر پا با هم و یا کابل های پشت هر پا با هم وجود دارد. به منظور عدم تداخل این کابل ها با یکدیگر، همواره به کابل های مربوط به ساق پا، ارتفاع کمتری نسبت به موتورهای مربوط به لگن اختصاص داده می شود.

همچنین، ذکر این نکته ضروری است که در این پژوهش محل اتصال کابل ها به بدن بیمار به عنوان یک پارامتر در نظر گرفته نشده است.



شکل 13 هیستوگرام خطای آموزش شبکه



شکل 14 همبستگی هدف (T) و خروجی (O) شبکه، ضریب همبستگی R=0.931

- [18] R. Verhoeven, M. Hiller, Estimating the controllable workspace of tendon - based stewart platforms, In *Advances in Robot Kinematics*, editors: J. Lenarcic, M. M Stanic, Netherlands:Springer, pp. 277–284, 2000.
- [19] S. A. Khalilpour, H. R. Taghirad, M. A. Shoorehdeli, M. T. Masouleh, Applying evolutionary algorithms in multi-objective optimization of planar cable-driven parallel robots, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 5, pp. 44-54, 2014. (In Persian)
- [20] A. Fattah and S. Agrawal, On the design of cable - suspended planar parallel robots, *Journal of Mechanical Design*, Vol. 127, pp. 1021-1028, 2005.
- [21] M. H. Korayem, H. Tourajizadeh, A. Zehfroosh, A. H. Korayem. Optimal regulation of a cable robot in presence of obstacle using optimal adaptive feedback linearization approach, *Robotica*, Vol. 1, pp. 1-20, 2014.
- [22] M. H. Korayem, H. Tourajizadeh, A. Zehforoosh, A. H. Korayem, Optimal path planning of a cable suspended robot with moving boundary using optimal feedback linearization approach, *Nonlinear Dyn*, Vol. 78, pp. 1515-1543, 2014
- [23] P. R. Vundavilli, D. K. Pratihari, Dynamically balanced optimal gaits of a ditch-crossing biped robot, *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 58, pp. 349–361, 2010.
- [24] A. Hay, J. Snyman, Optimization of a Planar Tendon-driven Parallel Manipulator for a maximal dextrous workspace, *Engineering Optimization*, Vol. 37, No. 3, pp. 217–236, 2005.
- [25] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, New York:Wiley, pp. 51-74, 1990.
- [11] G. Rosati, P. Gallina, S. Masiero. Design, implementation and clinical tests of a wire-based robot for neurorehabilitation, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 15, No.4, pp. 560-569, 2007.
- [12] D. Surdilovic, R. Bernhardt. STRING-MAN: a new wire robot for gait rehabilitation, In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Noordwijk, Netherlands, Vol. 2, pp. 2031–2036, 2004.
- [13] C. Tavorieri, *Design of a cable-based parallel manipulator for rehabilitation applications*, PhD Dissertation, Department of Mechanical, Structures, Environment and Territory, University of Cassino, Cassino, Italy, 2008.
- [14] M. Harshe, *A multi-sensor, cable-driven parallel manipulator based lower limb rehabilitation device: design and analysis*, PhD Dissertation, Institut Des Sciences Et Technologies, Paris Institute of Technology, France, 2012.
- [15] P. Bosscher, A. Riechel, I. Ebert-Uphoff, Wrench-feasible Workspace Generation for Cable-driven Robots, *Robotics, IEEE Transactions on*, Vol.22, No. 5, pp. 890–902, 2006.
- [16] G. Barrette, C. Gosselin, Determination of the Dynamic Workspace of Cable-driven Planar Parallel Mechanisms, *Journal of Mechanical Design*, Vol. 127, pp. 242-248, 2005.
- [17] H. Osumi, Y. Utsugi, M. Koshikawa, Development of a manipulator suspended by parallel wire structure, in *Proceedings of IEEE International, Conference Intelligent Robots and Systems, (IROS 2000)*, Vol. 1, pp. 498–503, 2000.