مجله مهندسی مکانیک مدرس، خرداد 1394، دوره 15، شماره 3، ص‌ص 137-145

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

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

بهنام میری‌پور فرد[1*]، طاهره پادرگانی[2]

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

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

* همدان، صندوق پستی 579-65155، bmf@hut.ac.ir

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 کابل‌ها

فضای کاری کنترل‌پذیر

شبکه عصبی

چکیده

در این مقاله به مدل‌سازی ریاضی و شبیه‌سازی یک سیستم رباتیکی کابلی، با هدف توانبخشی بیمارانی که به‌شدت 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 درنظر گرفته شده است و معادلات سینماتیکی و دینامیکی برای به‌دست آوردن کشش در کابل‌ها در کل چرخه حرکت استخراج شده است. سپس، با استفاده از روش عددی، فضای کاری ربات بررسی شده است تا موقعیت آویزان شدن کابل‌ها به گونه‌ای انتخاب شوند که بیمار در طول کل چرخه حرکت در فضای کنترل‌پذیر ربات باقی بماند؛ به این معنا که کشش در کابل‌ها همواره مثبت باشد. همچنین، با تعیین میزان کشش کمینه کابل‌ها، مصرف انرژی در تعیین محل آویزان شدن کابل‌ها لحاظ می‌شود و در نهایت یک شبکه عصبی برای تعیین سریع محل آویزان شدن کابل‌ها با توجه به پارامترهای آنتروپومتری بیمارآموزش داده می‌شود. نتایج شبیه‌سازی به‌دست آمده می‌تواند 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 Padargani[2]

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

امروزه ربات‌ها نقش ویژه و غیر قابل انکاری در جنبه‌های مختلف علم پزشکی ایفا می‌کنند. علاوه‌بر جراحی، بیشترین کاربرد رباتیک در پزشکی مربوط به توانبخشی افراد معلول و ناتوان است. سالیانه افراد زیادی، در اثر سانحه، بخشی از توانایی‌های حرکتی خود را از دست می‌دهند. این افراد با استفاده از اندام‌های مصنوعی رباتیکی و با انجام معالجات فیزیوتراپی و توانبخشی می‌توانند تمام یا بخشی از توان ازدست رفته خود را به‌دست آورند. فرایند توانبخشی به میزان قابل توجهی به تجربه فیزیوتراپ و شرایط بیمار بستگی دارد. به طور کلی، روش‌های سنتی توانبخشی به نیروی انسانی زیاد، هزینه بالا و زمان طولانی نیاز دارند. از این جهت یکی از زمینه‌هایی که در دهه اخیر

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

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)

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.3.43.3]

مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته است، استفاده از ربات‌ها در توانبخشی و فیزیوتراپی است. در واقع توانبخشی رباتیکی[1] به شاخه‌ای از مهندسی رباتیک اطلاق می‌شود که به طراحی و ساخت ربات‌ها در راستای بهبود و بازیافت عملکردهای ازدست رفته بدن براثر سانحه و عوامل دیگر می‌پردازد تا این بیماران را در انجام فعالیت‌های روزانه یاری دهد [1]. تاکنون سیستم‌های رباتیکی مختلفی برای کاربردهای توانبخشی توسعه داده شده‌اند و برخی از آن‌ها هم به بازار عرضه شده‌اند [2]. در ساخت ربات‌های توانبخش اولیه بیشتر از ربات‌های صنعتی الگوبرداری شده است. برای مثال، رباتام آی تی مانوس[2] نمونه توسعه یافته‌ای از ربات اسکارا[3] است که در سال 1991، با هدف توانبخشی شانه و آرنج بیمارانی که دچار عارضه سکته بودند، طراحی و ساخته شد [3،4]. استفاده از ربات‌های صنعتی در توان‌بخشی ایده خوبی نبود، زیرا این کاربردها ملزومات خاص خودشان را نیاز دارند. ربات‌های صنعتی ساختار صلبی دارند و با ویژگی‌هایی مانند سرعت و دقت بالا، طوری طراحی شده‌اند که بدون تعامل نزدیک با انسان کار کنند. ربات‌های توانبخش 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، ربات‌هایی موسوم به اگزو اسکلتون[4]، که ربات‌هایی پوشیدنی هستند، به منظور توانبخشی استفاده شدند. این نوع بازوهای رباتیکی، که به عضو آسیب دیده متصل می‌شوند، با حرکت خود براساس سیگنال‌های حسی انسان، اعضاء بیمار را در مسیر دلخواه به‌حرکت درمی‌آورند. برای نمونه می‌توان به ربات آرمین[5] اشاره کرد که برای توانبخشی دست افراد دچار سکته استفاده شد [5]. پس از به‌کارگیری این ربات‌ها، بیماران اظهار کردند که به‌علت متصل بودن و سوار بودن ربات به عضو آسیب دیده، آنها احساس می‌کردند که به‌صورت مستمر تحت نیروی جسم خارجی هستند و این احساس خوش‌آیندی نبود. همچنین در توانبخشی به کمک این ربات‌ها، به‌علت تعقیب مسیر دقیق و عدم انعطاف‌پذیری 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 ربات‌های توانبخش بود.

به منظور رفع برخی از مشکلات ذکر شده، استفاده از ربات‌های موازی در توان‌بخشی مورد توجه پژوهشگران قرار گرفت. از مزایای این ربات‌ها می‌توان به دقت بالا، طراحی مطمئن‌تر و قرارگیری عملگرها در محلی دورتر از بیمار اشاره کرد. این دسته ربات‌ها در توانبخشی پایین تنه[6] کاربردهای وسیعی داشتند. به‌عنوان نمونه‌هایی از این ربات‌ها می‌توان به مراجع [6-8] اشاره کرد. با وجود توسعه این ربات‌ها، مشکلات اصلی ذکر شده در بالا همچنان پابرجا بود. این مشکلات، پژوهشگران را بر آن داشت تا ربات‌های کابلی موازی[7] را مورد مطالعه قرار دهند. این نسل از ربات‌های توانبخش با داشتن فضای‌کاری بزرگ به‌سادگی قابلیت تطبیق برای بیماران مختلف را دارند. همچنین ساختار مکانیکی ساده آن‌ها سبب سهولت در مونتاژ و دمونتاژ می‌شود که نهایتا امر انتقال و تغییر پیکربندی ربات را ساده‌تر می‌سازد. قابلیت ارتقاء و تعویض اجزای ربات و همچنین افزودن و کاستن تعداد کابل‌ها، وزن کم کابل‌ها و هزینه پایین از دیگر مزایای ربات‌های کابلی موازی است. همچنین، جهت افزایش ایمنی در این ربات‌ها می‌توان از کابل‌هایی استفاده کرد که در مواقع لزوم و زمانی که نیروی بیش از حد به آن وارد می‌شوند، پاره شده و از افتادن بیمار جلوگیری کند. به‌علاوه، از دیدگاه کلینیکی، به‌دلیل طبیعت انعطاف‌پذیر کابل، برخلاف لینک‌های صلب که قیود زیادی را به بیمار القاء می‌کند، بیمار احساس راحتی بیشتری در طی دوره درمان با ربات کابلی خواهد داشت.

ربات‌های 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 ربات‌ها بسیار پیچیده‌تر از ربات‌های سری و حتی سایر ربات های موازی است. چراکه اجزای کابلی در این ربات‌ها قادر به اعمال نیروی فشاری نیستند و تنها نیروی کششی تولید می‌کنند. به همین خاطر افزونگی[8] در ربات‌های کابلی توانبخشی امری اجتناب‌ناپذیر است و همین مساله اغلب تحلیل سینماتیکی را مشکل می‌سازد. ازجمله دیگر چالش‌ها در توسعه این ربات‌ها می‌توان به برخورد کابل‌ها با هم و کابل‌ها با بدن و اشیاء پیرامون ربات اشاره کرد.

از ربات‌های کابلی موازی طراحی شده برای توانبخشی بالاتنه می‌توان به مک آرم[9] [9] اشاره کرد. سیستم کابلی کاتریاس[10] [10] برای اندازه‌گیری و توصیف راه رفتن انسان به‌صورت تجربی استفاده شده است. در [11] هم از یک سیستم کابلی برای توانبخشی بالاتنه استفاده شده است. این ربات‌ها با روش‌هایی مانند تحمل وزن[11]، متعادل‌سازی بدن و کنترل وضعیت حرکتی پایین تنه، به بازیابی توانایی راه رفتن کمک می‌کنند. یکی از بهترین ربات‌های کابلی توسعه داده شده ربات استرینگ من[12] [12] است که از 7 کابل تشکیل شده است. در پایین سازه رباتیک تردمیل وجود دارد که باعث حرکت بیمار می‌شود و کابل‌ها توسط یک رابط به تنه و مفصل لگن بیمار متصل شده‌اند. بدن انسان در این سیستم نقش مجری نهایی[13]را ایفا می‌کند. این ربات بیشتر نقش مهار کننده وزن را ایفا می‌کند. همچنین از ربات‌های کابلی دیگر، که برای توانبخشی راه رفتن از آنها استفاده شده است، می‌توان به [13] و [14] اشاره نمود. در این پژوهش‌ها به تحلیل دقیق فضای کاری کنترل پذیر[14] و تعیین بهینه محل آویزان شدن کابل‌ها متناسب با ویژگی‌های آنتروپومتری بیماران پرداخته نشده است.

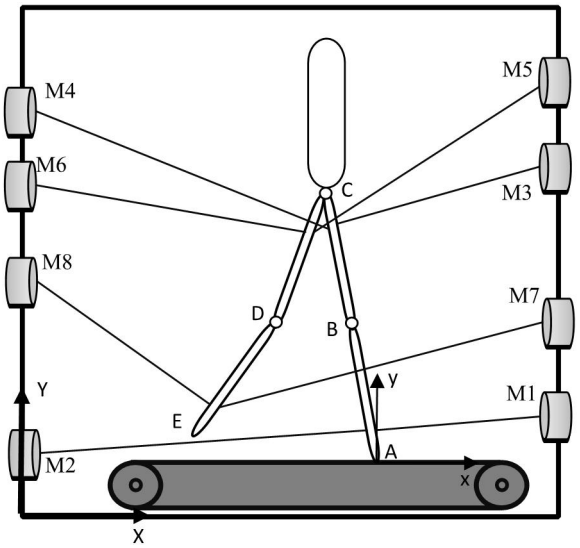
از دیدگاه بیومکانیک، راه رفتن انسان یک فعالیت پیچیده است که به صورت یک فرآیند تکراری انجام می‌شود. یک سیکل کامل راه رفتن از ابتدای گذاردن پاشنه پای تکیه‌گاه بر روی زمین تا زمانی که دوباره همان پاشنه برای بار دوم به زمین برخورد می‌کند، تعریف می‌شود. در افرادی که سکته کرده‌اند و یا ضایعه نخایی دارند، به هر دلیلی طرز راه رفتن[15] تغییر می‌کند و با انجام تمرین و توانبخشی باید بهبودی به این بیماران برگردد. در یک ربات کابلی توانبخشی، مجموعه‌ای از کابل‌ها به اجزای بدن بیمار متصل می‌شوند. زمانی که بیمار بر روی تردمیل قرار می‌گیرد کابل‌ها باید در زمان‌های 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 کابل‌ها نمی‌توانند نیروی فشاری وارد کنند، باید محل آویزان شدن کابل‌ها 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 کابل‌ها به عوامل زیادی ازجمله پارامترهای آنتروپومتری (قد و وزن و ...) فرد بیمار بستگی دارد.

1- Rehabilitation robotics
2- MIT-MANUS
3- SCARA
4- Exoskeleton
5- ARMin
6- Lower extremity
7- Parallel cable-driven robot

8- Over- actuation
9- MACARM
10- CaTraSys
11- Weight bearing
12- STRING-MAN
13- End-effector
14- Controllable Workspace (CWS)
15- Gait

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.3.43.3]



شکل 1 نمای شماتیک ربات کابلی توانبخش و مدل انسان

مرور پژوهش‌های پیشین نشان می‌دهد که در اکثر کارهای انجام شده برای توانبخشی راه رفتن به کمک ربات‌های کابلی، به تحلیل دقیق فضای کاری کنترل‌پذیر و تعیین بهینه محل آویزان شدن کابل‌ها متناسب با ویژگی‌های آنتروپومتری بیماران پرداخته نشده است. در مقالات علمی، فضای کاری ربات‌های موازی کابلی افزونه از دیدگاه‌های مختلف مورد بررسی قرار گرفته است و به طور خلاصه چهار نوع فضای کاری برای ربات‌های کابلی تعریف شده است: (1) فضای‌کاری چرخش امکان‌پذیر [15]، (2) فضای کاری دینامیکی [16]، (3) فضای کاری استاتیکی [17]، (4) فضای کاری کنترل‌پذیر [18]. عمومی‌ترین تعریف فضای کاری، فضای کاری کنترل‌پذیر است که شامل همه موقعیت‌هایی از مجری نهایی است که درآن‌ها به‌ازای همه نیروها و گشتاورهای وارده بر مجری نهایی، کابل‌های ربات در حالت کششی قرار گیرند [19]. افزایش فضای کاری کنترل‌پذیر می‌تواند به کارایی ربات کمک کند.

در اغلب کارهای گذشته بر روی تحلیل فضای کاری ربات‌های کابلی، مجری نهایی به‌صورت تک عضو صلب درنظر گرفته شده است. برای مثال، در مرجع [20]، تنها با درنظر گرفتن یک مجری نهایی صلب و با استفاده از بهینه‌سازی، فضای کاری کنترل‌پذیر بیشینه 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 توانبخش، 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 کنترل‌پذیر از طریق تعیین محل آویزان شدن کابل‌ها به گونه‌ای 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 توان‌بخشی لحاظ می‌شود و در نهایت یک شبکه عصبی برای تعیین سریع محل آویزان شدن کابل‌ها با توجه به پارامترهای آنتروپومتری انسان آموزش داده می‌شود.

2- معرفی ربات کابلی و مدلسازی راه رفتن

همان‌گونه که در بخش قبل اشاره شد، در این مقاله بر روی توانبخشی راه 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 صرف‌نظر شده است. این لینک‌ها توسط یک مفصل در لگن و دو مفصل در زانوها به هم متصل شده‌اند. گشتاور و اصطکاک بین مفاصل صفر درنظر گرفته شده است. همچنین، فرض شده است در محل اتصال ساق پای تکیه‌گاه و زمین، اصطکاک به میزانی است که از لغزش مدل جلوگیری کند. در حالت کلی مدل 6 درجه آزادی دارد (یک درجه آزادی دورانی به‌ازای هر لینک و دو درجه به‌ازای موقعیت عمودی و افقی نوک پای تکیه‌گاه بر روی تردمیل). درجه آزادی برای بالاتنه درنظر گرفته نشده است و فرض شده بالاتنه همواره به‌صورت قائم می‌ماند.

همان‌طور که در شکل 1 مشخص است، مدل بر روی تردمیل قرار می‌گیرد 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 جمع‌کن‌ها را در نقاط مناسب مستقر کرد. به هر صورت، در این مقاله موقعیت موتورها و محل آویزان شدن کابل‌ها هر دو به یک معنی‌اند. همان‌گونه که در شکل 1 نشان داده شده است، به هر یک از عضوها، به‌غیر از بالاتنه، دو کابل متصل شده است. محل اتصال کابل‌های 1، 2، 7 و 8 به فاصله یک چهارم طول ساق پا از مچ و محل اتصال کابل‌های 3، 4، 5 و 6 به فاصله سه چهارم طول ران پا اندازه‌گیری شده از مفصل زانوست. در مورد دلایل اتصال به این صورت در بخش 7 توضیح داده می‌شود. 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 پایین تنه ایجاد می‌شود. در تحلیل صورت گرفته در این مقاله فرض شده است که جرم کابل‌ها ناچیز است؛ هر موتور دقیقاً یک کابل را کنترل می‌کند؛ کشش در کابل‌ها کراندار است و کابل‌ها رفتار الاستیک ندارند. حرکت مدل روی تردمیل و در صفحه ساجیتال[1] انجام می‌شود. شایان ذکر است که ربات کابلی موازی بررسی شده کاملا مقید و افزونه است.

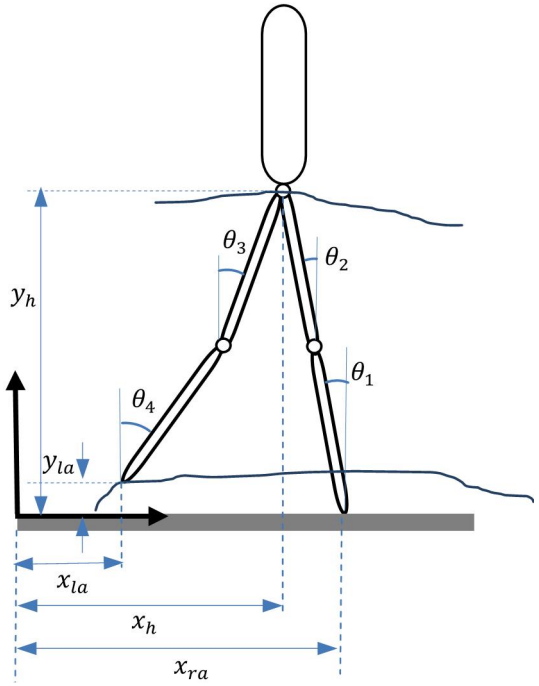
3- سینماتیک حرکت و تولید مسیر

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 تک‌تکیه‌گاهی[2] و دوتکیه‌گاهی[3] تشکیل شده است. در این مقاله، با توجه به مدل درنظر گرفته شده، تنها حالت تک‌تکیه‌گاهی قابل بررسی است. در واقع فرض شده است فاز دوتکیه‌گاهی (لحظه تعویض پا) بی‌نهایت کوتاه است. چنین فرضی در مبحث ربات‌های دوپا بسیار مرسوم است.

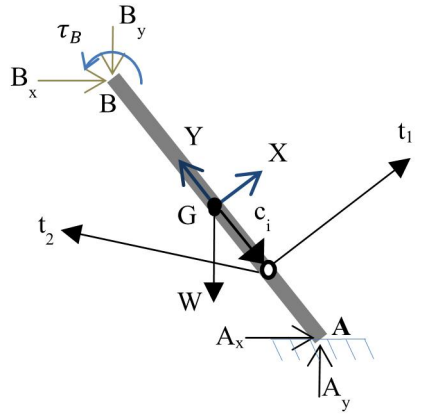
در فاز تک‌تکیه‌گاهی، مدل به‌صورت یک زنجیره سینماتیکی باز، که پایه‌اش پاشنه پای تکیه‌گاه است، درنظر گرفته می‌شود (شکل 2). ابتدا یک مسیر حرکت برای لگن و نوک پای آویزان درنظر گرفته می‌شود. سپس، برای حرکت از مکان اولیه به مکان نهایی در مدت زمانی مشخص، با حل معادله‌های سینماتیک وارون، زوایای مفصلی متناظر با مکان و جهت‌گیری هدف محاسبه می‌شود. مکان اولیه و نهایی مدل نیز، به‌صورت مجموعه‌ای از زوایای مفصلی، معلوم فرض شده است.

1- Sagittal
2- Single-support
3- Double support

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.3.43.3]



شکل2 پارامترهای سینماتیکی مدل



شکل 3 نمودار آزاد نیروهای لینک AB

مسیر حرکت نوک پای آویزان (پای چپ) به‌صورت یک چندجمله‌ای درجه سه درنظر گرفته شده است:

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

که در آن y_{la} ارتفاع نوک پای آویزن یا همان قوزک پا و x فاصله افقی از نقطه شروع را نشان می‌دهد. ضرایب c_i هم با استفاده از شرایط مرزی به‌دست می‌آید. برای مسیر حرکت مفصل کمر هم می‌توان به‌صورت 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 به‌صورت رابطه (2) به‌دست می‌آیند [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 $\theta_3 = \theta_4 - \beta$ به‌دست می‌آید.

پس از به‌دست آمدن زوایا، سرعت‌ها و شتاب‌های زاویه‌ای هم با مشتق‌گیری به‌دست می‌آیند. با داشتن زوایا، سرعت‌ها و شتاب‌های زاویه‌ای در نقاط مسیر، می‌توان 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 زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای دو نقطه مجاور از مسیر به‌دست می‌آیند. به این ترتیب اگر زمان کل به بازه‌های کوچکی تقسیم شود، اطلاعات مفاصل در طول مسیر به‌دست خواهد آمد.

4- دینامیک

با توجه به مشخص شدن مسیرهای حرکت در بخش قبل، برای حرکت اعضاء مدل باید به آن‌ها نیرو و یا گشتاور وارد شود. نیروهای مورد نیاز برای ایجاد این حرکت باید توسط کابل‌ها تامین شود و گشتاورها هم توسط مفاصل مدل ایجاد می‌شوند. برای حل معادلات دینامیکی سیستم از روشی مشابه روش مرسوم نیوتن-اویلر استفاده شده است. براساس این روش هر عضو به‌عنوان یک جسم صلب درنظر گرفته می‌شود و دیاگرام آزاد آن رسم می‌شود. قبل از حل معادلات دینامیکی، با اشاعه سرعت و شتاب به‌راحتی می‌توان سرعت و شتاب مرکز جرم هر عضو را به‌دست آورد. با محاسبه شتاب خطی و زاویه‌ای مرکز جرم هر لینک، می‌توان معادلات نیوتن-اویلر را برای محاسبه نیروی اینرسی و گشتاور وارده بر مرکز جرم هر لینک به‌دست آورد. حل معادلات دینامیکی از عضو اول آغاز می‌شود. دیاگرام آزاد ساق پای تکیه‌گاه در شکل 3 نشان داده شده است.

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

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

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

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

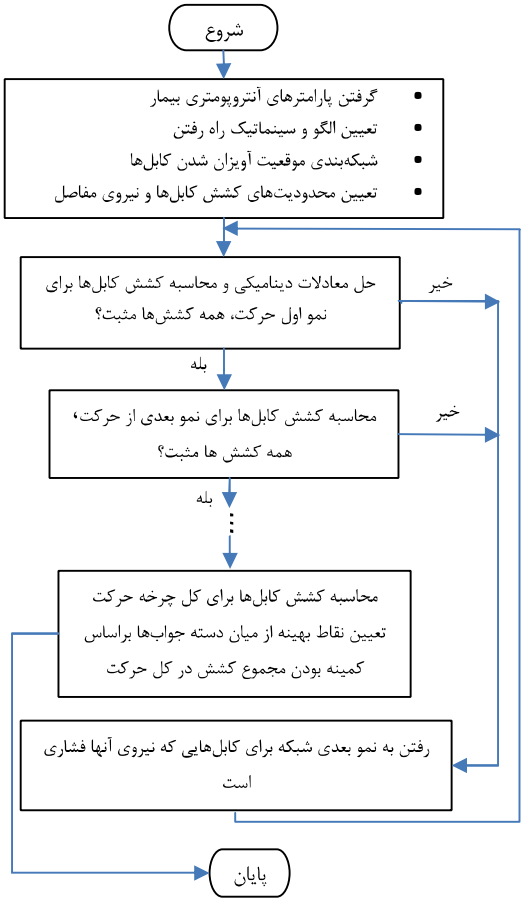
$$t_{in} = -I_G\dot{\omega} - \omega \times (I_G\omega) \quad (7)$$

در معادلات بالا، m، I_G، $\dot{v}_G$ و ω به‌ترتیب جرم عضو، ممان اینرسی نسبت به مرکز جرم، سرعت مرکز جرم و سرعت زاویه‌ای عضو است. A و B نیروهای تکیه‌گاهی 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 می‌دهد. p نشان‌دهنده تعداد کابل‌های متصل به عضو است که برای عضو نشان داده شده در شکل 3 برابر $p = 2$ است. G هم نشان‌دهنده نیروهای گرانی است.

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

به همین ترتیب دیاگرام آزاد سایر اعضاء هم رسم می‌شوند که برای رعایت اختصار از آوردن آن‌ها در مقاله صرف‌نظر شده است. در دیاگرام آزاد به هر عضو نیروها و گشتاورهای زیر وارد می‌شوند: نیروی گرانش، نیروی کابل‌ها، نیروهای عکس‌العمل مفاصل مجاور و گشتاورهای مفصلی. با توجه به صفحه‌ای بودن مدل، برای هر عضو تنها 3 معادله تعادل دینامیکی می‌توان نوشت. بنابراین در تحلیل هر لینک ماکزیمم 3 نیروی مجهول می‌تواند وجود داشته باشد. جهت حل معادلات دینامیکی، با توجه به افزونه بودن مدل، اندازه کشش در برخی کابل‌ها معلوم فرض می‌شوند. چنین رهیافتی در مقالات [20] و [24] در مورد ربات‌های با یک مجری نهایی تک عضوی به‌کار رفته است.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.3.43.3]



شکل 4 فلوچارت الگوریتم جستجو

باید به این موضوع دقت داشت که براساس روش جستجوی عددی به‌کار گرفته شده (بخش 5) راستای کشش کابل با نموهای بسیار کوچکی تغییر می‌کند و محاسبات ذکرشده برای به‌دست آوردن کشش‌های مجهول در هر نمو انجام می‌شود. همچنین، برای نیروهای داخلی که به مفاصل مدل وارد می‌شود نیز می‌توان یک محدوده مجاز درنظر گرفت. این یکی از برتری‌های روش به‌کار رفته است، زیرا ممکن است مشکل بیمار مثلا در مفصل زانو باشد که در این صورت با محدود کردن نیروی وارد بر زانو، کشش کابل‌ها به گونه‌ای به‌دست 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 به‌صورت متمرکز روی مفصل لگن قرار می‌گیرد.

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

موقعیت موتورها با توجه به شکل 1 بر روی اضلاع سمت چپ و راست چارچوب سیستم به نحوی به‌دست 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 موتورها 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 وضوح[1] مشخصی مختصات محل آویزان شدن کابل شبکه‌بندی می‌شود. سپس، برای هرکدام از نقاط شبکه، باتوجه به مختصات پاشنه پای تکیه‌گاه (نوک پای تکیه‌گاه) که بر روی تردمیل حرکت می‌کند و با توجه به سینماتیک مطلوب حرکت، معادلات دینامیکی در کل چرخه راه رفتن حل می‌شود و نیروی کابل‌ها به‌دست می‌آیند. در صورتی که نیروهای به‌دست آمده در تمامی چرخه حرکت کششی و در محدوده مجاز باشد، موقعیت موتورها 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 به‌ترتیب آن‌ها را شناسایی می‌کند، به‌وضوح شبکه بستگی دارد. این دقت توسط کاربر قابل تنظیم است. پس از اینکه کل نقاط بررسی شد، موقعیت یکی از موتورها جابه‌جا می‌شود، درحالی که بقیه موتورها در موقعیت قبلی ثابت هستند و تمامی نقاط فضای کاری مجددا بررسی می‌شوند. به همین ترتیب موقعیت موتورها تغییر خواهد یافت تا زمانی که همه حالت‌های ممکن قرارگیری موتورها نسبت به هم بررسی شود.

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

6- شبکه عصبی

یافتن محل آویزان شدن کابل‌ها برای هر بیمار نیاز به اجرای برنامه شبیه‌سازی 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 پس‌انتشار مارکوئت-لئونبرگ[2] آموزش دیده شده است. این شبکه پارامترهای آنتروپومتریک بیمار را به‌عنوان ورودی می‌گیرد و سپس محل‌های مناسب آویزان شدن کابل‌ها را به‌عنوان خروجی فراهم می‌کند. داده‌های لازم برای این شبکه براساس شبیه‌سازی‌های انجام شده برای مدل‌هایی با قد 150 تا 190 سانتی متر و جرم 40 الی 100 کیلوگرم و با شاخص جرم بدن[3] متنوع به‌دست آمده است. تعداد شبیه‌سازی‌ها برابر 62 است. 80 درصد داده‌ها برای آموزش و 20 درصد برای آزمایش درنظر گرفته شده است. 20 درصد از داده‌های آموزشی هم برای اعتبارسنجی[4] درنظر گرفته شده است. با استفاده از جعبه ابزار نرم‌افزار متلب یک شبکه عصبی دولایه با نرون‌های مخفی سیگموید و نرون‌های خروجی خطی به‌کار گرفته شده است.

7- نتایج شبیه سازی

به منظور بررسی کارایی روش معرفی شده، شبیه‌سازی‌های 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 آنتروپومتریک مدل

عضو	طول	وزن
ساق	0/246× قد	0/05 × وزن
ران	0/245 × قد	0/1 × وزن
بالاتنه	-	0/7 × وزن

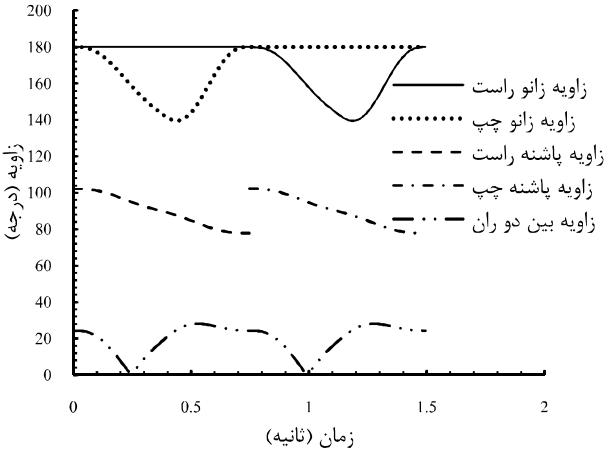
1- Resolution

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

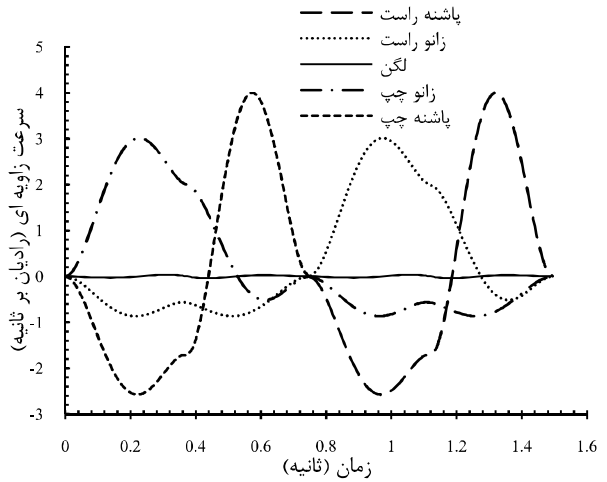
[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.3.43.3]

در ادامه نتایج شبیه‌سازی برای یک مدل با قد 180 سانتی‌متر و وزن 750 نیوتن و برای دو گام از راه رفتن نشان داده شده است. طول هر گام 415/ 0 برابر قد فرد درنظر گرفته شده است و فرض شده است که پای راست در گام اول، پای تکیه‌گاه است. مدل با سرعت 1 متر بر ثانیه روی تردمیل به‌سمت جلو حرکت می‌کند. همچنین، تردمیل با سرعت خطی افقی مفصل لگن به‌سمت عقب در حرکت است. در نتیجه مفصل لگن در راستای افقی ثابت به‌نظر می‌رسد. نیروهای تکیه‌گاهی در پاشنه تکیه‌گاه در راستای افقی 0/12 برابر وزن کل و در راستای عمودی 0/6 برابر وزن کل درنظر گرفته شده است. در این مقاله ماکزیمم نیروی داخلی 500 نیوتون درنظر گرفته شده است. براساس الگوی راه رفتنی که در بخش 3 توضیح داده شد، مسیرهای مطلوب برای مفاصل با حل سینماتیک وارون به‌دست می‌آید (شکل 5). سرعت و شتاب زاویه‌ای مفاصل نسبت به پاشنه تکیه‌گاه به‌ترتیب در شکل‌های 6 و 7 نمایش داده شده است. در مورد این شکل‌ها باید به این نکته توجه داشت که از آنجا که مدل فاقد کف پاست، بنابراین زاویه پاشنه پای آویزان (نوک پای آویزان) بی‌معنی است و این زاویه فقط برای پای تکیه‌گاه معنا دارد که زاویه ساق پای تکیه‌گاه را نسبت به افق نشان می‌دهد. در واقع زوایای نشان داده شده نسبت به لینک قبل محاسبه شده‌اند.

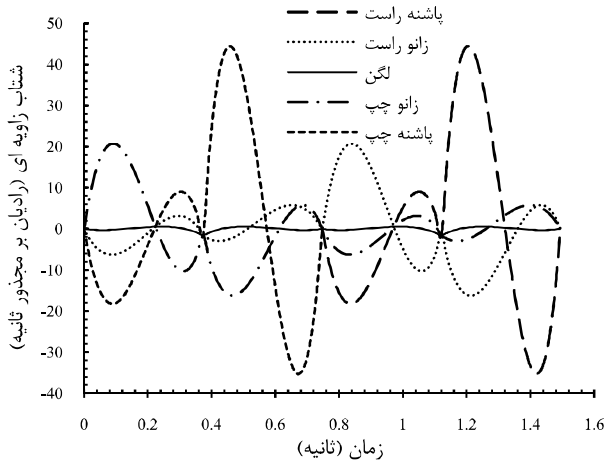
همان‌گونه که انتظار می‌رود، بیشترین تغییرات طول در کابل‌های متصل به پای آویزان است (کابل‌های 8 و 7 زمانی که پای چپ آویزان است و کابل‌های 1 و2 زمانی که پای راست آویزان است).



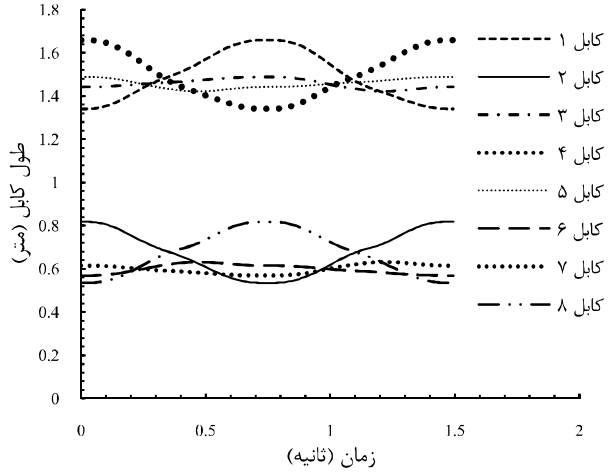
شکل 5 الگوی راه رفتن مدل (تغییرات زاویه ای مفاصل)



شکل 6 سرعت زاویه ای مفاصل



شکل 7 شتاب زاویه ای مفاصل



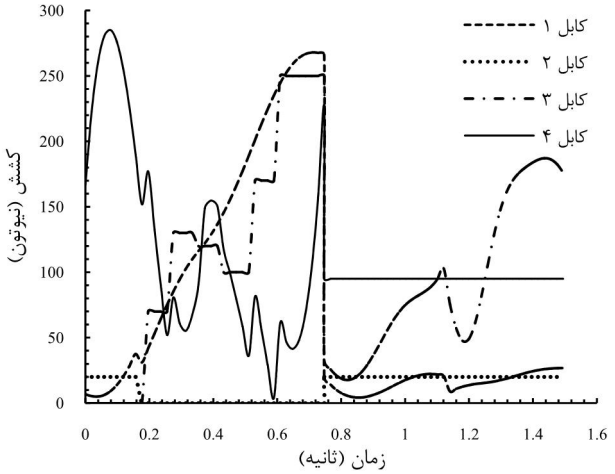
شکل 8 تغییرات طول کابلها به هنگام راه رفتن

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

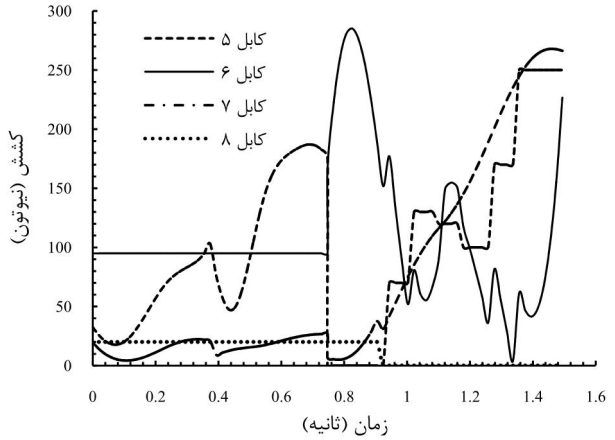
تغییرات طول کابل‌ها با توجه به حرکت مدل به‌راحتی قابل تحلیل است. برای نمونه طول کابل 1، که به جلوی ساق پای راست متصل است، در گام اول روند افزایشی و در گام دوم روند کاهشی دارد. دلیل این امر آن است که کل مدل روی تردمیل به‌سمت عقب حرکت می‌کند و باعث می‌شود طول این کابل، برخلاف آنچه در راه رفتن روی زمین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

برای پرهیز از پیچیدگی در نمایش منحنی‌ها، میزان نیروی کابل‌ها در دو شکل مجزا (شکل‌های 9 و10) اما با یک مقیاس یکسان نشان داده شده است. در این شکل‌ها مثبت بودن نیروی همه کابل‌ها مشخص است که به‌معنای کششی بودن آن‌ها در طول کل حرکت است. ذکر این نکته ضروری است که برای کشش هر کابل حد بالایی درنظر گرفته شده است که در این شبیه‌سازی برابر 300 نیوتن بوده است. همچنین، بدون ازدست دادن کلیت مساله، گشتاورهای مفصلی برابر صفر درنظر گرفته شده است (مدل همانند یک عروسک خیمه‌شب‌بازی است که باید توسط کابل‌ها راه برود). در شروع حرکت نیروی کابل 4 بیشترین مقدار را دارد. نیروی کابل‌های 2، 3، 6 و 8 معلوم فرض شده است. این مقادیر براساس سعی و خطا مقداردهی شده‌اند. در بررسی صحت اندازه این نیروها باید به حرکت تردمیل و شتاب‌گیری مدل توجه داشت. نیروهای کابل‌ها با نیروهای اینرسی و گرانشی در تعادل دینامیکی قرار دارند و درستی این مساله به‌راحتی قابل بررسی است.

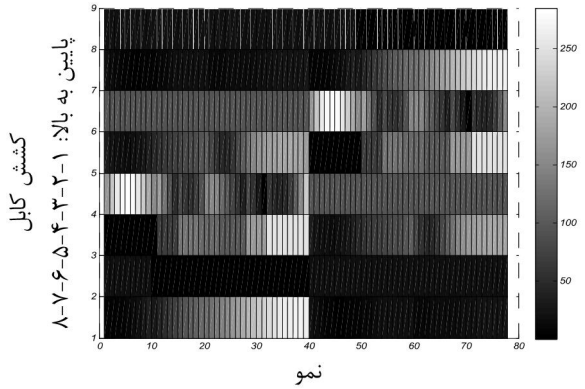
[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.3.43.3]



شکل 9 نیروی کابل‌های 1 تا 4



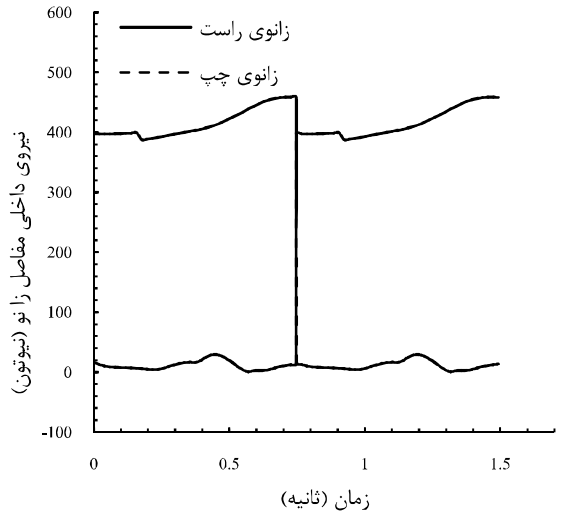
شکل 10 نیروی کابل‌های 5 تا 8



شکل 11 نمایش طیفی کشش کابل‌ها

در شکل 11 نمایش طیفی از کشش کابل‌ها برحسب نموهای حرکت نشان داده شده است. این شکل شامل 8 ردیف طیف است که هر ردیف نشان‌دهنده طیف تغییرات نیروی کشش یک کابل است. محور افقی نموهای حرکت در طول کل چرخه حرکت را نشان می‌دهد. شکل 11نمایان می‌کند که در هر بخش از چرخه حرکت کدام یک از کابل‌ها بیشتر فعال می‌شوند و تاثیر بیشتری بر حرکت می‌گذارند.

نیروهای کششی نشان داده شده در شکل‌های 9 و 10 براساس موقعیت آویزان شدن کابل‌ها، که از جستجوی عددی به‌دست آمده است، استخراج شده‌اند. این موقعیت‌ها، که در دستگاه مختصات XY تعریف شده‌اند، در جدول 2 خلاصه شده‌اند.



شکل 12 نیروی داخلی وارد مفاصل زانو

جدول2 موقعیت‌های بهینه محل آویزان شدن کابل‌ها

موقعیت	موتور 1	موتور 2	موتور 3	موتور 4	موتور 5	موتور 6	موتور 7	موتور 8
X(m)	2/05	0	2/05	0	2/05	0	2/05	0
Y(m)	0/85	0/85	1/25	1/25	1/25	1/25	0/85	0/85

با توجه به جدول 2، نکته‌ای که در مورد این مدل صفحه‌ای جلب توجه می‌کند متقارن بودن آن است. با توجه به اینکه هر دو پا مسیرهای مشخص و یکسانی را طی می‌کنند، کمترین میانگین کشش زمانی اتفاق می‌افتد که کابل‌های 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 کابل‌های 8 با 2، 5 با 3 و 6 با 4 ارتفاع یکسانی داشته باشند. بنابراین، در برنامه جستجوی فضای کاری می‌توان به‌جای جستجوی موقعیت برای 8 موتور و بررسی حالت‌ها ممکن قرارگیری آن‌ها نسبت به هم، تنها 4 موتور مربوط به یک پا را موقعیت‌دهی 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 می‌دهد. برای مثال، با یک پردازنده 2/66 گیگا هرتز و با حافظه رم[1] 4 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 به‌دست آمده است. این درحالی است که برنامه جستجوی 4 موتور در مدت زمان10 دقیقه همین مورد مناسب را معرفی می‌کند (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 بزرگ‌تر از پای آویزان است. مقدار نزدیک به صفر نیروی داخلی وارد بر زانوی پای آویزان به‌علت تحمل بخش زیادی از وزن عضو توسط کابل‌های متصل به ساق پاست.

اگرچه با درنظر گرفتن وضوح کمتر، زمان اجرای برنامه با توجه به مساله تقارن می‌تواند قابل قبول باشد، اما به منظور افزایش وضوح، کاهش بیشتر زمان اجرا و همچنین درنظرگرفتن 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 کابل‌هاست. این شبکه براساس مشخصاتی که در بخش 6 بیان شد، آموزش داده شده است. هیستوگرام خطای آموزش و

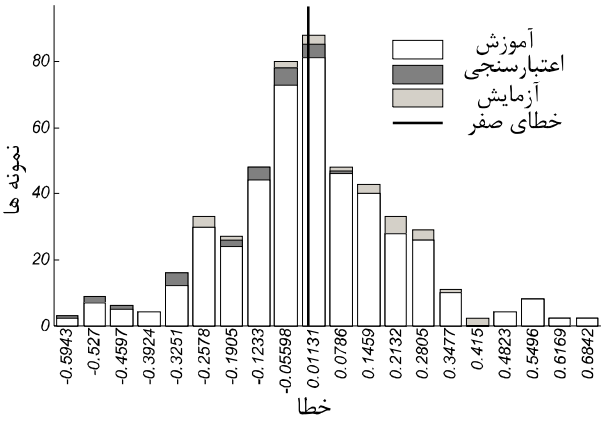
1- RAM

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.3.43.3]

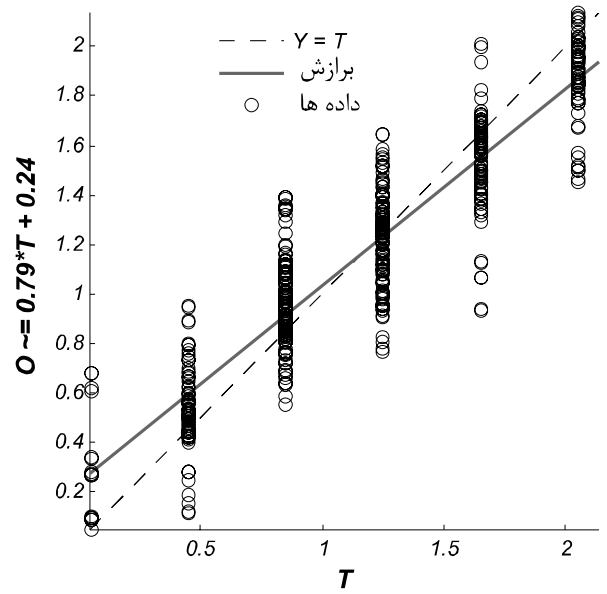
همبستگی بین ورودی و خروجی آن در شکل‌های 13 و 14 نشان داده شده است. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهند که از میان پارامترهای آنتروپومتری تاثیر وزن در میزان کشش خیلی بیشتر از قد است. با افزایش وزن، برای به‌دست آوردن موارد مناسب، ماکزیمم میزان کشش کابل‌ها باید افزایش یابند. علاوه‌بر افزایش میزان کشش کابل‌ها، تعداد موارد مناسبی که در وزن‌های بالاتر برنامه جستجو پیدا می‌کند، کمتر است.

مساله‌ای که در اینجا باید به آن اشاره شود، تداخل کابل‌هاست. فرض شده است که هرپا در یک صفحه مجزا حرکت می‌کند. به این معنی که حرکت پاها در دو صفحه موازی با فاصله کم انجام می‌گیرد. موتورهای مربوط به هر پا در صفحه مربوط به همان پا قرار می‌گیرند. در نتیجه امکان برخورد کابل‌های پای راست با چپ وجود ندارد. همچنین، کابل‌هایی که به جلوی پا متصل هستند نمی‌توانند با کابل‌هایی که به پشت پا متصل هستند درگیر شوند. بنابراین، مسئله تداخل فقط برای کابل‌های جلویی هر پا با هم و یا کابل‌های پشت هر پا با هم وجود دارد. به منظور عدم تداخل این کابل‌ها با یکدیگر، همواره به کابل‌های مربوط به ساق پا، ارتفاع کمتری نسبت به موتورهای مربوط به لگن اختصاص داده می‌شود.

همچنین، ذکر این نکته ضروری است که در این پژوهش محل اتصال کابل‌ها به بدن بیمار به‌عنوان یک پارامتر درنظر گرفته نشده است.



شکل13 هیستوگرام خطای آموزش شبکه



شکل14 همبستگی هدف (T) و خروجی (O) شبکه، ضریب همبستگی R=0.931

علت این امر کاهش زمان محاسبات است. همچنین، به‌نظر می‌رسد به‌لحاظ عملی هم تجهیزاتی که برای اتصال کابل‌ها به اعضا بدن استفاده می‌شوند، به‌راحتی قابلیت تغییر مکان بر روی عضو را نداشته باشند.

8- نتیجه‌گیری

در مقاله حاضر، به شبیه‌سازی 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 کابل‌ها به گونه‌ای به‌دست آمده‌اند که در طول راه رفتن مدل همواره در فضای کنترل‌پذیر ربات باقی بماند تا عمل توان‌بخشی به طور موثر انجام پذیرد. نتایج شبیه‌سازی حاکی از موفقیت روش در تعقیب مسیرهای حرکتی مطلوب پایین تنه است. از مزیت‌های رهیافت به‌کار رفته می‌توان 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 پژوهش‌های آتی، باتوجه به پیچیدگی‌های محاسباتی با افزایش درجات آزادی مدل، هدف شبیه‌سازی برای یک مدل سه بعدی مناسب است که حرکات در صفحات فرونتال و افقی را هم دربر بگیرد. پس از انجام تحلیل‌ها بر روی مدل سه‌بعدی، به ساخت ربات و آزمایش بر روی بیماران پرداخته خواهد شد.

9- سپاسگزاری

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

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.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.3.43.3]

[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. Tavolieri, *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.

[18] R. Verhoeven, M. Hiller, Estimating the controllable workspace of tendon - based stewart platforms, In *Advances in Robot Kinematics,* editors: J. Lenarcic, M. M Stanisic, 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. Pratihar, 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.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-10-12]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1394.15.3.43.3]