



ارائه مدل پارامتری برای گام برداری مبتنی بر قید با پیاده‌سازی بر ربات اسکلت خارجی اکسوپد

جعفر کاظمی¹، سجاد ازگلی^{2*}

1- دانشجوی دکتری، مهندسی برق، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

2- دانشیار، مهندسی برق، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

*تهران، صندوق پستی 14115-194، ozgoli@modares.ac.ir

چکیده

ربات اسکلت خارجی پایین تنه یکی از فناوری‌های کمک حرکتی می‌باشد که پیشرفت‌های بسیاری در سال‌های اخیر داشته است. یکی از اساسی‌ترین مباحث در طراحی این ربات‌ها تعیین الگوی گام برداری است. در ربات‌های اسکلت خارجی موجود معمولاً از الگوی گام از پیش ثبت شده توسط انسان سالم برای ربات استفاده می‌شود. این روش دارای محدودیت‌هایی از جمله اشغال حجم ذخیره‌سازی داده و عدم تنظیم مناسب الگوی گام در پارامترهای گام برداری مختلف است؛ بنابراین استفاده از مدل‌های ریاضی برای راه رفتن با ربات‌های اسکلت خارجی ضروری است. تاکنون مدل‌های ریاضی ساده‌ای برای گام برداری انسان سالم و ربات‌های انسان‌نما ارائه شده است، ولی به دلیل محدودیت‌های جسمانی بیماران استفاده‌کننده از ربات اسکلت خارجی، استفاده از این مدل‌ها خطر اعمال گشتاور غیرطبیعی و به دنبال آن آسیب به مفاصل بیمار و موتورهای ربات را در پی دارد. در این مقاله محدودیت‌های موجود در قالب قیدهای ریاضی در نظر گرفته شده و مدل‌های ریاضی مناسبی برای موقعیت مفاصل براساس این قیدها ارائه شده است. الگوی گام مطلوب در قالب زوایای مفاصل با داشتن معادلات سینماتیک معکوس به دست آمده است. پارامترهای موجود در مدل ارائه شده شامل طول، ارتفاع و سرعت گام برداری و طول ساق و ران کاربر است. مدل ارائه شده بر ربات اکسوپد پیاده شده است که رضایت کاربران عملکرد خوب مدل ارائه شده را تأیید می‌کند.

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 27 آبان 1396
پذیرش: 29 اسفند 1396
ارائه در سایت: 24 فروردین 1397
کلید واژگان:
ربات اسکلت خارجی
الگوی گام برداری
ربات دوپا
کنترل

Parametric Model of Human Constrained Gait with Implementation on Exoped Exoskeleton

Jafar Kazemi, Sadjaad Ozgoli*

Department of Electrical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.

* P.O.B. 14115-194 Tehran, Iran, ozgoli@modares.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 18 November 2017
Accepted 20 March 2018
Available Online 13 April 2018

Keywords:
Exoskeleton
Human Gait
Biped Robot
Control

ABSTRACT

Lower extremity exoskeleton a motion assistive technology, has been developed in recent years. Generation of gait pattern is a fundamental topic in design of these robots. A usual approach in most of exoskeletons is to use a pre-recorded pattern used as look up table. There are some deficiencies in this method, including data storage limitation and poor regulation according to walking parameters. Therefore, it is required to modeling human walking pattern to use in exoskeletons. There are simple models for walking of healthy person and humanoid robots. Nevertheless, using these models may cause injury to joints of the patient or damage to robot motors due to physical limitation of the user's body. In this paper, the physical limitations are represented as mathematical constraints. Considering these constraints, appropriate models are proposed for position of the joints. Then, inverse kinematics equations are used to generate joints angles. In this work, the model parameters consist of stride length and height, walking speed and length of user thigh and shin. The performance of the model is evaluated by implementing on Exoped robot. Satisfaction and convenience of the users demonstrates the good performance of the model.

1- مقدمه

فعال به دهه 1960 برمی‌گردد [1]. در آن سال‌ها به سفارش ارتش ایالات متحده، ربات‌های اسکلت خارجی متعددی برای افزایش و تقویت توان سربازان جهت عملیات نظامی ساخته شد. در سال‌های اخیر فناوری ربات‌های اسکلت خارجی پایین تنه تا جایی پیشرفت کرده است که حتی نمونه‌هایی از آن‌ها به صورت تجاری نیز عرضه شده است [2]. این ربات‌ها به کاربران خود این امکان را می‌دهند که عملکردهای یک پای معمولی مانند ایستادن و راه

افزایش بیماری‌ها و حوادث تهدیدکننده قدرت حرکتی انسان و همچنین افزایش میانگین سنی جمعیت باعث شده است فناوری‌های کمک حرکتی مورد توجه فراوانی قرار بگیرد. یکی از این فناوری‌ها ربات اسکلت خارجی پایین تنه که یک ساختار الکترومکانیکی است و توسط کاربر پوشیده می‌شود و با ساختار فیزیکی بدن انسان تطابق دارد. پیشینه ربات‌های اسکلت خارجی

رفتن را داشته باشند.

برخی محدودیت‌ها در گام برداری لحاظ شود. برای نمونه از تغییرات ناگهانی در زوایا باید جلوگیری شود و یا برخی قیدها در فازهای مختلف گام برداری در نظر گرفته شود تا از آسیب به کاربر و ربات جلوگیری شود. جهت رعایت این قیدها، موقعیت مفاصل باید هماهنگی لازم را با هم داشته باشند. به عبارتی امکان استفاده از مدل‌های جداگانه ارائه شده برای مفاصل‌ها وجود ندارد.

در این مقاله دو قید لازم برای گام برداری در نظر گرفته شده و یک مدل گام برداری پارامتری براساس طول و ارتفاع گام و سرعت گام برداری ارائه شده است. موقعیت مفاصل لگن و مچ پاها به صورت توابع چند جمله‌ای بگونه‌ای مدل شده‌اند که دو قید لازم رعایت شوند، سپس با اعمال روابط سینماتیک معکوس زوایای مفاصل به ازای پارامترهای گام برداری مختلف به دست آمده است. نتایج پیاده‌سازی با اعمال مدل ارائه شده به ربات اکسوپد و راه‌اندازی آن به ازای پارامترهای گام برداری مشخص به صورت رضایت کاربران از راحتی الگوی گام بررسی شده است. همچنین زوایای مفاصل ربات اندازه گیری شده از حسگرها با زوایای اعمال شده از مدل به موتورها مقایسه شده است.

در ربات‌های مشابه اکسوپد که کاربرد کمک حرکتی برای بیماران فلج کامل و یا کم توان دارند، پایداری ربات به دلیل حفظ ایمنی بیمار به وسیله عصا، میله‌های موزی و یا هر نگهدارنده دیگری توسط کاربر تأمین می‌شود؛ بنابراین در تعیین الگوی گام این ربات‌ها تحلیل پایداری الگوی گام مورد بررسی قرار نمی‌گیرد.

بخش‌های آتی مقاله بدین شرح است: در بخش دوم به معرفی ربات اکسوپد و روابط سینماتیکی آن پرداخته شده است. در بخش سوم قیدهای لازم برای راه رفتن انسان با ربات اسکلت خارجی بیان شده و مدل ریاضی مناسبی برای موقعیت هر یک از مفاصل براساس این قیدها ارائه شده است. در بخش چهارم خروجی حاصل از مدل برای پارامترهای مشخصی با اعمال سینماتیک معکوس به موقعیت مفاصل به دست آمده و به ربات اکسوپد اعمال شده و نتایج پیاده‌سازی نشان داده شده است. در نهایت در بخش پنجم به جمع‌بندی پژوهش پرداخته شده است.

2- معرفی ربات اکسوپد

ربات اسکلت خارجی اکسوپد داری 4 درجه آزادی بوده که شامل دو مفصل لگن و دو مفصل زانو می‌شود (شکل 1).

موتور EC^2 بدون جاروبک مدل EC 90 flat ساخت شرکت مکسون و گیربکس با نسبت تبدیل 1:135 در هر یک مفاصل ربات به کار رفته است. جهت راه‌اندازی موتورها نیز از ماژول اسکون 50/5 استفاده شده، همچنین حسگر هال³ داخلی موجود در موتورها برای تعیین موقعیت زاویه‌ای مفاصل استفاده شده است.

الگوریتم کنترل ربات در محیط سیمولینک نرم‌افزار متلب طراحی شده که مهم‌ترین بخش الگوریتم شامل طراحی ماشین حالت ربات به منظور تعیین فازهای گام برداری و تنظیم زاویه مفاصل و همچنین کنترل موقعیت هر یک از موتورها با کنترل‌گر PID است. برای پیاده‌سازی الگوریتم کنترلی بر ربات اکسوپد، برنامه سیمولینک طراحی شده با استفاده از مجموعه بلوک افزونه و ایجونگ⁴ به زبان برنامه‌نویسی C ترجمه شده و پس از تبدیل به فایل دودویی⁵ بر ماژول stm32f429 ریخته شده و اجرا می‌شود.

کاربردهای ربات اسکلت خارجی پایین تنه بیشتر به سه دسته تقسیم می‌شوند: 1- افزایش توان انسان؛ از ربات‌های اسکلت خارجی می‌توان جهت افزایش توانایی انسان برای حمل بارهای سنگین استفاده کرد. از این دسته می‌توان به ربات هال [3] و ربات بلیکس [4] اشاره کرد. 2- کمک برای تمرینات توان بخشی؛ این ربات‌ها معمولاً متصل به ترمیمیل بوده و به بیمار کمک می‌کند تا تمرین گام برداشتن روی ترمیمیل را انجام دهد. ربات‌های لوکومات [5]، لوپس [6] و اطلس [7] نمونه‌هایی از ربات‌های توان بخشی روی ترمیمیل هستند. ربات آرمان [8] و لوکواپران [9] نیز از نمونه‌های داخلی موفق این نوع از ربات‌هاست. 3- کاربرد کمک حرکتی؛ برای افزایش توانایی افراد ناتوان یا کم توان از این ربات‌ها استفاده می‌شود. از این ربات‌ها برای حرکت افراد فلج نخاعی نیز استفاده می‌شود. ربات ریواک [10] نمونه‌ای از ربات‌های اسکلت خارجی با کاربرد کمک حرکتی است که فروش مدل شخصی آن از سال 2012 شروع شده است. ربات اکسوپد که مورد مطالعه این پژوهش است از جمله نمونه‌های داخلی این نوع ربات‌هاست.

تعیین الگوی گام برداری ربات یکی از مسائل اساسی در طراحی ربات‌های اسکلت خارجی است. بسته به نوع کاربرد و ویژگی‌های ربات‌ها از روش‌های مختلفی برای تعیین الگوی گام استفاده می‌شود. در ربات‌هایی که مدل دقیق از آن‌ها در دسترس است از روش‌های مبتنی بر مدل برای تعیین الگوی گام استفاده می‌شود. در این روش‌ها از معیارهای پایداری مانند نقطه گشتاور صفر¹ برای تعیین الگوی گام پایدار استفاده می‌شود. در ربات‌های توان بخشی و توان‌افزایی که کاربرد فلج کامل نبوده و توانایی وارد کردن نیرو به ربات را دارد، از روش‌های تقویت حساسیت مانند کنترل امپدانس [11-13] برای تعیین الگوی گام استفاده می‌شود.

در ربات‌های مشابه اکسوپد مانند ریواک، ایلگز و اطلس که کاربرد کمک حرکتی داشته و مخصوص افراد فلج کامل یا کم توان است، برای راه رفتن ربات به سبب نبود مدل دقیق از کاربر و ربات و همچنین عدم توانایی کاربر در اعمال نیرو به ربات از الگوی گام از پیش تعیین شده استفاده می‌شود. استفاده از این روش دارای مشکلاتی مانند محدودیت در حجم حافظه ذخیره‌سازی ربات و همچنین عدم تنظیم مناسب پارامترهای گام برداری نظیر طول و ارتفاع گام و سرعت گام برداری است؛ بنابراین وجود مدل ریاضی برای الگوی گام برداری انسان به منظور استخراج زاویه مفاصل به ازای پارامترهای گام برداری مختلف ضروری است.

تاکنون مدل‌های ریاضی ساده‌ای برای موقعیت مفاصل پایین تنه ارائه شده است. در [14] موقعیت مفصل مچ پا با استفاده از یک تابع سینوسی، در [15] رفتار موقعیت مفصل لگن مانند یک پاندول معکوس و در [16] موقعیت مفصل لگن به صورت ترکیب چند تابع چندجمله‌ای مدل شده است. در پژوهش‌های انجام شده به سبب نیاز و کاربرد مورد نظر بیشتر به ارائه مدل یک مفصل خاص اکتفا شده است. برای نمونه در [17] به منظور طراحی ربات توان بخشی زانو برای بیماران که در مفصل لگن خود مشکلی ندارند، مدلی برای موقعیت مفصل لگن ارائه شده است تا با داشتن زاویه مفصل لگن زاویه مناسب مفصل زانو به دست آمده و به ربات اعمال شود.

به منظور ارائه یک مدل ریاضی مناسب برای الگوی گام برداری لازم است موقعیت همه مفاصل به صورت هماهنگ مدل شود، سپس زاویه مفاصل با اعمال روابط سینماتیک معکوس ربات به دست آید. با توجه به کاربرد در نظر گرفته شده در این پژوهش و حساسیت‌های موجود در آن لازم است

² Electronically Commutated

³ Hall effect sensor

⁴ Waijung

⁵ Binary

¹ ZMP (Zero Moment Point)



Fig. 1 Exoped Exoskeleton

شکل 1 ربات اسکلت خارجی اکسوپد

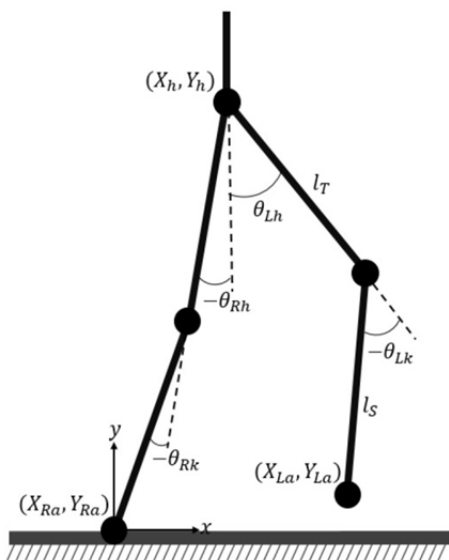


Fig. 2 Robot parameter description

شکل 2 نمایش پارامترهای مربوط به ربات

مفاصل کاربر و موتورها در نظر گرفته شده است:

1- صفر بودن زاویه مفصل زانو در فاز ایستادن¹

2- پیوسته بودن مشتق زاویه مفاصل

قید اول برای عدم آسیب به موتور مفصل زانو در فاز ایستادن (حالتی که پای متناظر بر زمین) در نظر گرفته شده است. با صفر بودن زاویه مفصل در فاز ایستادن وزن قابل توجهی از ربات و کاربر به صورت مستقیم از لگن به مچ پا انتقال پیدا خواهد کرد. در این حالت علاوه بر عدم فشار بر موتور، مفصل زانوی کاربر نیز تحت فشار نخواهد بود. به منظور عدم آسیب به موتورها و مفاصل کاربر لازم است از تغییرات ناگهانی در زاویه مفصل‌ها جلوگیری شود. به همین منظور قید دوم نیز باید همواره رعایت شود.

در این بخش مدل پارامتری مناسبی برای موقعیت هر یک از مفاصل مچ پاها و لگن براساس دو قید مطرحی ارائه شده است. به همین منظور توابع مناسبی برای مؤلفه X و Y موقعیت مفاصل برحسب پارامترهای گام برداری

راهاندازی ربات به دو صورت مختلف توسط اوپراتور و یا خود بیمار قابل انجام است. در حالت اول اوپراتور با استفاده از نرم‌افزار توسعه داده شده در رایانه قادر به تنظیم پارامترهایی همچون طول، ارتفاع و سرعت گام برداری و همچنین دادن فرمان شروع و پایان فازهای گام برداری است. دستورات لازم در این نرم‌افزار ایجاد شده و با ارتباط بی‌سیم با استفاده از ماژول esp8266 به ربات انتقال داده می‌شود. در حالت دوم یک کنترل دستی سیمی متصل به ربات در اختیار کاربر قرار می‌گیرد که با استفاده از کلیدهای موجود بر این کنترل دستی، بیمار قادر به اعمال فرمان‌های لازم به ربات است. اجزای مکانیکی استفاده شده در بدنه ربات از جنس آلومینیوم، استیل و فیبر کربن است که در مجموع جرم ربات را به 30 کیلوگرم می‌رساند. معادلات سینماتیک ربات اکسوپد به صورت رابطه (1) است.

$$\begin{aligned} X_R &= l_T \times \sin(\theta_{Rh}) + l_S \times \sin(\theta_{Rh} + \theta_{Rk}) \\ Y_R &= -l_T \times \cos(\theta_{Rh}) - l_S \times \cos(\theta_{Rh} + \theta_{Rk}) \\ X_L &= l_T \times \sin(\theta_{Lh}) + l_S \times \sin(\theta_{Lh} + \theta_{Lk}) \\ Y_L &= -l_T \times \cos(\theta_{Lh}) - l_S \times \cos(\theta_{Lh} + \theta_{Lk}) \end{aligned} \quad (1)$$

که l_T و l_S به ترتیب طول لینک ران و ساق است. θ_{Rh} و θ_{Rk} زاویه مفصل لگن و زانوی پای راست و θ_{Lh} و θ_{Lk} زاویه مفصل لگن و زانوی پای چپ است، همچنین X_R, Y_R, X_L, Y_L به صورت رابطه (2) تعریف می‌شوند.

$$\begin{aligned} X_R &= X_{Ra} - X_h \\ Y_R &= Y_{Ra} - Y_h \\ X_L &= X_{La} - X_h \\ Y_L &= Y_{La} - Y_h \end{aligned} \quad (2)$$

که (X_h, Y_h) موقعیت مفصل لگن، (X_{Ra}, Y_{Ra}) موقعیت مفصل مچ پای راست و (X_{La}, Y_{La}) موقعیت مفصل مچ پای چپ است (شکل 2). موقعیت پای عقب در شروع گام برداری به عنوان مبدأ مختصات فرض شده است. معادلات سینماتیک معکوس ربات اکسوپد نیز به صورت رابطه (3) است.

$$\begin{aligned} \theta_{Lk} &= -\cos^{-1} \left(\frac{X_L^2 + Y_L^2 + l_T^2 - l_S^2}{2 \times l_T \sqrt{X_L^2 + Y_L^2}} \right) \\ &\quad - \cos^{-1} \left(\frac{X_L^2 + Y_L^2 + l_S^2 - l_T^2}{2 \times l_S \sqrt{X_L^2 + Y_L^2}} \right) \\ \theta_{Lh} &= \tan^{-1} \left(\frac{-X_L}{Y_L} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{X_L^2 + Y_L^2 + l_T^2 - l_S^2}{2 \times l_T \sqrt{X_L^2 + Y_L^2}} \right) \\ \theta_{Rk} &= -\cos^{-1} \left(\frac{X_R^2 + Y_R^2 + l_T^2 - l_S^2}{2 \times l_T \sqrt{X_R^2 + Y_R^2}} \right) \\ &\quad - \cos^{-1} \left(\frac{X_R^2 + Y_R^2 + l_S^2 - l_T^2}{2 \times l_S \sqrt{X_R^2 + Y_R^2}} \right) \\ \theta_{Rh} &= \tan^{-1} \left(\frac{-X_R}{Y_R} \right) - \cos^{-1} \left(\frac{X_R^2 + Y_R^2 + l_T^2 - l_S^2}{2 \times l_T \sqrt{X_R^2 + Y_R^2}} \right) \end{aligned} \quad (3)$$

3- مدل گام برداری پارامتری

دو قید زیر در گام برداری به منظور عملکرد خوب ربات و عدم آسیب به

¹ Stance

راست در فاز گام برداری و پای چپ در فاز ایستادن قرار دارد. از لحظه $t = T/2$ تا $t = T$ پای راست در فاز ایستادن و پای چپ در فاز گام برداری قرار دارد. برای رعایت قید 2 لازم است مشتق مؤلفه X مفصل مچ پاها در آغاز و پایان فاز گام برداری برابر با صفر باشد؛ بنابراین شرایط رابطه (7) برای $X_{Ra}(t)$ باید رعایت شود.

$$\begin{aligned} X_{Ra}(0) &= 0, & \dot{X}_{Ra}(0) &= 0, \\ X_{Ra}(T/2) &= Ls, & \dot{X}_{Ra}(T/2) &= 0, \\ X_{Ra}(t) &= Ls, & \text{به ازای } T/2 < t < T \end{aligned} \quad (7)$$

با انتخاب یک تابع درجه 3 برای $X_{Ra}(t)$ در بازه $0 < t < T/2$ می‌توان $X_{Ra}(t)$ را به صورت رابطه (8) بیان کرد.

$$\begin{aligned} X_{Ra}(t) &= \alpha_1 t^3 + \alpha_2 t^2 + \alpha_3 t + \alpha_4 & 0 < t < T/2 \\ X_{Ra}(t) &= Ls & T/2 < t < T \end{aligned} \quad (8)$$

با اعمال شرایط اولیه یادشده ضرایب $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4$ به صورت رابطه (9) قابل محاسبه است.

$$\begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \alpha_3 \\ \alpha_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ (T/2)^3 & (T/2)^2 & T/2 & 1 \\ 3(T/2)^2 & T & 1 & 0 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ Ls \\ 0 \end{bmatrix} \quad (9)$$

4-3- مؤلفه X مفصل مچ پای چپ

همانند پای راست شرایط رابطه (10) برای $X_{La}(t)$ باید رعایت شود.

$$\begin{aligned} X_{La}(T/2) &= Ls, & \dot{X}_{La}(T/2) &= 0, \\ X_{La}(T) &= 2Ls, & \dot{X}_{La}(T) &= 0, \\ X_{La}(t) &= Ls, & \text{به ازای } 0 < t < T/2 \end{aligned} \quad (10)$$

مشابه $X_{Ra}(t)$ موقعیت مفصل مچ پای چپ در جهت محور X به صورت رابطه (11) بیان می‌شود.

$$\begin{aligned} X_{La}(t) &= Ls & 0 < t < T/2 \\ X_{La}(t) &= \alpha_1 t^3 + \alpha_2 t^2 + \alpha_3 t + \alpha_4 & T/2 < t < T \end{aligned} \quad (11)$$

ضرایب $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4$ به صورت رابطه (12) قابل محاسبه است.

$$\begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \alpha_3 \\ \alpha_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (T/2)^3 & (T/2)^2 & T/2 & 1 \\ 3(T/2)^2 & T & 1 & 0 \\ T^3 & T^2 & T & 1 \\ 3T^2 & 2T & 1 & 0 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} Ls \\ 0 \\ 2Ls \\ 0 \end{bmatrix} \quad (12)$$

5-3- مؤلفه Y مفصل مچ پای راست

با انتخاب یک تابع چند جمله‌ای درجه 4 برای $Y_{Ra}(t)$ در بازه $0 < t < T/2$ می‌توان $Y_{Ra}(t)$ را به صورت رابطه (13) بیان کرد.

$$\begin{aligned} Y_{Ra}(t) &= \alpha_1 t^4 + \alpha_2 t^3 + \alpha_3 t^2 + \alpha_4 t + \alpha_5 & 0 < t < T/2 \\ Y_{Ra}(t) &= 0 & T/2 < t < T \end{aligned} \quad (13)$$

ضرایب $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4, \alpha_5$ به صورت رابطه (14) قابل محاسبه است.

$$\begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \alpha_3 \\ \alpha_4 \\ \alpha_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ (T/2)^4 & (T/2)^3 & (T/2)^2 & T/2 & 1 \\ 4(T/2)^3 & 3(T/2)^2 & T & 1 & 0 \\ (T/4)^4 & (T/4)^3 & (T/4)^2 & T/4 & 1 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} 0 \\ d \\ 0 \\ -d \\ Hs \end{bmatrix} \quad (14)$$

که Hs برابر با ارتفاع گام بوده و d از رابطه (15) به دست می‌آید.

$$d = \frac{V \times Ls}{2\sqrt{l^2 - Ls^2/16}} \quad (15)$$

3-1-5- اثبات

به منظور رعایت قید 2 لازم است X_R و Y_R دارای مشتق پیوسته باشند تا با

شامل طول و ارتفاع گام و سرعت گام برداری به دست آمده‌اند. زاویه مفاصل برای الگوی گام برداری پارامتری با اعمال روابط سینماتیک معکوس ربات به دست می‌آید.

3-1- مؤلفه X مفصل لگن

با فرض این‌که گام برداری با سرعت یکنواخت انجام می‌گیرد، مؤلفه X مفصل لگن با استفاده از رابطه (4) به دست می‌آید.

$$X_h(t) = Vt + x_0 \quad (4)$$

که V برابر با سرعت گام برداری و x_0 برابر با موقعیت مفصل لگن در شروع گام برداری است، همچنین موقعیت مچ پای عقب در شروع گام برداری به عنوان مبدأ محور X در نظر گرفته شده است. اگر طول گام با Ls و زمان یک دوره گام برداری با T نشان داده شود رابطه (5) را به صورت زیر خواهیم داشت.

$$\begin{aligned} V &= Ls/T \\ x_0 &= Ls/4 \end{aligned} \quad (5)$$

3-2- مؤلفه Y مفصل لگن

شکل 3 مسیر حرکت مفصل لگن و مفصل مچ یکی از پاها را در یک گام برداری نشان می‌دهد. در این شکل فرض می‌شود مفصل پایایی که در فاز گام برداری¹ است، با طی یک طول گام برابر با Ls از نقطه 1 به نقطه 2 انتقال پیدا می‌کند. در حین گام برداری موقعیت مفصل پای مقابل ثابت بوده و مفصل لگن از نقطه 3 به نقطه 4 انتقال پیدا می‌کند. اگر قید 1 در این گام برداری رعایت شود، مفصل لگن بر یک کمان حرکت خواهد کرد که با نقطه‌چین از نقطه 3 تا نقطه 4 نشان داده شده است. این کمان قسمتی از یک دایره که شعاع آن برابر با طول پاست؛ بنابراین با در نظر گرفتن سطح زمین به عنوان مبدأ محور Y معادله این کمان به صورت تابع (6) است.

$$Y_h(t) = Y_h\left(t + \frac{T}{2}\right) = \sqrt{l^2 - \left(Vt - \frac{Ls}{4}\right)^2} \quad 0 < t < \frac{T}{2} \quad (6)$$

که $l = l_t + l_s$ برابر با طول پاست، همچنین در یک دوره گام برداری به ازای فاز گام برداری هر یک از پاها، مفصل لگن یک بار بر کمان فوق حرکت می‌کند؛ بنابراین دوره تناوب Y_h برابر $T/2$ خواهد بود.

3-3- مؤلفه X مفصل مچ پای راست

با فرض این‌که در شروع گام برداری پای راست در عقب قرار گرفته است، موقعیت مفصل مچ پای راست در شروع گام برداری به عنوان مبدأ محور X در نظر گرفته می‌شود. با شروع گام برداری از لحظه $t = 0$ تا $t = T/2$ پای

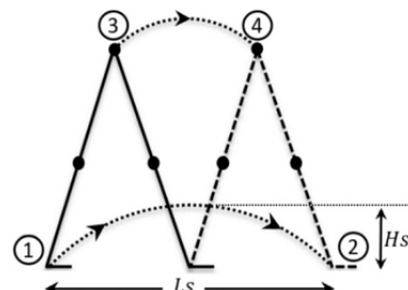


Fig. 3 Joints displacement in a stride cycle

شکل 3 تغییر موقعیت مفاصل در یک دوره گام برداری

سانتی‌متر، ارتفاع گام 8 سانتی‌متر و سرعت گام برداری 0.4 متر بر ثانیه و به ازای طول ران برابر با $l_T = 45 \text{ cm}$ و طول ساق پا برابر با $l_S = 51 \text{ cm}$ در شکل‌های 4 و 5 نشان داده شده است.

4- پیاده‌سازی بر ربات اکسپوید

برای پیاده‌سازی مدل گام برداری ارائه شده بر ربات اسکلت خارجی اکسپوید، زوایای چهار مفصل ربات در یک دوره تناوب به ازای پارامترهای گام برداری مشخص محاسبه شده و در قالب 360 نمونه گسسته به ربات اعمال شده است. در این آزمایش طول گام برابر با 80 سانتی‌متر، ارتفاع گام برابر با 8 سانتی‌متر و سرعت گام برداری 0.4 متر بر ثانیه انتخاب شده است، همچنین طول ران برابر با $l_T = 45 \text{ cm}$ و طول ساق پا برابر با $l_S = 51 \text{ cm}$ است. با داشتن موقعیت مفاصل به صورت شکل‌های 4 و 5 و محاسبه X_L, Y_R, X_R و Y_L با استفاده از روابط (2) با اعمال سینماتیک معکوس، زوایای مفاصل ربات به دست آمده است. با اعمال این زوایا به عنوان ورودی مرجع به کنترل‌گر موتورهای ربات، الگوی گام برداری مورد نظر پیاده‌سازی می‌شود. شکل 6 گام برداری بیمار آسیب نخاعی را به وسیله ربات اکسپوید با الگوی گام به دست آمده از مدل ارائه شده نشان می‌دهد.

جهت ردیابی ورودی مرجع موتورها از کنترل‌گر PID برای کنترل زاویه موتورها استفاده شده است. با اندازه‌گیری زاویه مفاصل توسط حسگرهای

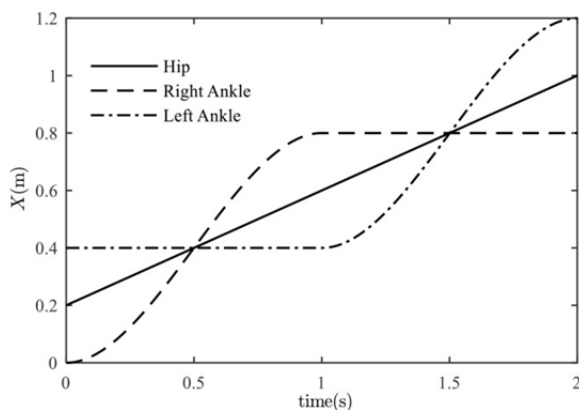


Fig. 4 The X component of the position of joints obtained by the model in a stride cycle

شکل 4 مؤلفه X موقعیت مفاصل به دست آمده از مدل ارائه شده در یک دوره گام برداری

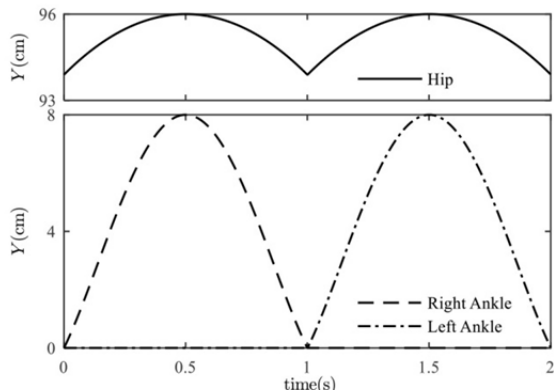


Fig. 5 The Y component of the position of joints obtained by the model in a stride cycle

شکل 5 مؤلفه Y موقعیت مفاصل به دست آمده از مدل ارائه شده در یک دوره گام برداری

اعمال سینماتیک معکوس زوایای با مشتق پیوسته برای مفاصل به دست آید. با توجه به این‌که $Y_R(t) = Y_{Ra}(t) - Y_h(t)$ در بازه $0 < t < T/2$ مشتق پیوسته برای $Y_{Ra}(t)$ در این بازه‌ها در زمان‌های $t = 0, T/2, T$ شرایط رابطه (16) برقرار است.

$$\begin{aligned} \dot{Y}_R(0^+) &= \dot{Y}_R(T^-) \\ \dot{Y}_R(T/2^-) &= \dot{Y}_R(T/2^+) \end{aligned} \quad (16)$$

همان‌طور که بیان شد از لحظه $t = 0$ تا $t = T/2$ پای راست در فاز گام برداری و از لحظه $t = T/2$ تا $t = T$ در فاز ایستادن قرار خواهد گرفت، برای $T/2 < t < T$ مقدار $Y_{Ra}(t)$ برابر با صفر خواهد بود؛ بنابراین رابطه (17) به صورت زیر است.

$$\begin{aligned} \dot{Y}_{Ra}(0^+) - \dot{Y}_h(0^+) &= 0 - \dot{Y}_h(T^-) \\ \dot{Y}_{Ra}(T/2^-) - \dot{Y}_h(T/2^-) &= 0 - \dot{Y}_h(T/2^+) \end{aligned} \quad (17)$$

با توجه به این‌که $\dot{Y}_h(0^+) = -\dot{Y}_h(T^-)$ کافی است رابطه (18) برقرار باشد.

$$\begin{aligned} \dot{Y}_{Ra}(0) &= 2\dot{Y}_h(0) \\ \dot{Y}_{Ra}(T/2) &= 2\dot{Y}_h(T/2) \end{aligned} \quad (18)$$

با $Y_h(t)$ به دست آمده در رابطه (6) به صورت رابطه (19) خواهیم داشت.

$$\dot{Y}_h(0) = -\dot{Y}_h(T/2) = \frac{V \times Ls}{4\sqrt{l^2 - Ls^2/16}} \quad (19)$$

برای انتخاب تابع مناسب برای Y_{Ra} باید شرایط رابطه (20) برقرار باشد.

$$\begin{aligned} \dot{Y}_{Ra}(0) &= \frac{V \times Ls}{2\sqrt{l^2 - Ls^2/16}} \\ \dot{Y}_{Ra}(T/2) &= -\frac{V \times Ls}{2\sqrt{l^2 - Ls^2/16}} \\ Y_{Ra}(0) &= 0 \\ Y_{Ra}(T/2) &= 0 \\ Y_{Ra}(T/4) &= Hs \\ Y_{Ra}(t) &= 0 \quad \text{به ازای } T/2 < t < T \end{aligned} \quad (20)$$

با انتخاب یک تابع چند جمله‌ای درجه 4 برای $Y_{Ra}(t)$ در بازه $0 < t < T/2$ و حل پنج معادله پنج مجهولی مستخرج از شرایط بیان شده در رابطه (20) ضرایب چندجمله‌ای یادشده به صورت رابطه (14) به دست می‌آید.

3-6- مؤلفه Y مفصل مچ پای چپ

مشابه پای راست با انتخاب یک تابع چند جمله‌ای درجه 4 برای $Y_{La}(t)$ در بازه $T/2 < t < T$ می‌توان $Y_{La}(t)$ را به صورت رابطه (21) بیان کرد.

$$\begin{aligned} Y_{La}(t) &= 0 & 0 < t < \frac{T}{2} \\ Y_{La}(t) &= \alpha_1 t^4 + \alpha_2 t^3 + \alpha_3 t^2 + \alpha_4 t + \alpha_5 & \frac{T}{2} < t < T \end{aligned} \quad (21)$$

ضرایب $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \alpha_4, \alpha_5$ به صورت رابطه (22) قابل محاسبه است.

$$\begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \alpha_3 \\ \alpha_4 \\ \alpha_5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} (T/2)^4 & (T/2)^3 & (T/2)^2 & T/2 & 1 \\ 4(T/2)^3 & 3(T/2)^2 & T & 1 & 0 \\ T^4 & T^3 & T^2 & T & 1 \\ 4T^3 & 3T^2 & 2T & 1 & 0 \\ (3T/4)^4 & (3T/4)^3 & (3T/4)^2 & 3T/4 & 1 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} 0 \\ d \\ 0 \\ -d \\ Hs \end{bmatrix} \quad (22)$$

مدل پارامتری موقعیت مفاصل ربات براساس دو قید مطرح شده به صورت بالا ارائه شد. نتایج به دست آمده از این مدل به ازای طول گام 80

دارای تغییرات نرم است. رعایت این قیدها باعث عدم آسیب به موتورهای ربات و راحتی بیمار می‌شود که این امر با پیاده‌سازی مدل مورد تأیید کاربران قرار گرفته است.

5- نتیجه گیری

در این پژوهش یک مدل گام برداری پارامتری مبتنی بر قید برای راه رفتن انسان با ربات اسکلت خارجی ارائه و بر ربات اکسوپد پیاده‌سازی شد. در ربات‌های اسکلت خارجی پایین تنه به سبب ارتباط مستقیم بیمار با ربات، رعایت برخی محدودیت‌ها برای گام برداری ضروری است؛ بنابراین با وجود این‌که مدل‌های گام برداری مختلفی برای راه رفتن انسان سالم و همچنین ربات‌های انسان‌نما ارائه شده است، استفاده از این مدل‌ها برای ربات‌های اسکلت خارجی مناسب نیستند. در این پژوهش دو قید لازم برای راه رفتن انسان به وسیله ربات اسکلت خارجی جهت جلوگیری از آسیب دیدگی مفاصل بیمار و موتورهای ربات در نظر گرفته شد؛ سپس براساس این قیدها مدل‌هایی برای موقعیت مفاصل در یک دوره گام برداری ارائه شد. پارامترهای در نظر گرفته شده برای مدل نیز شامل طول و ارتفاع گام، سرعت گام برداری و طول لینک‌های ربات است. با داشتن معادلات سینماتیک معکوس ربات اکسوپد، زوایای مفاصل به دست آمده و بر ربات اکسوپد پیاده‌سازی شد. راحتی و رضایت کاربران استفاده‌کننده از ربات با مدل گام برداری ارائه شده نشان‌دهنده رعایت قیدهای مورد نظر و عملکرد خوب مدل است.

6- مراجع

- [1] R. S. Mosher, Handyman to Hardiman, *SAE Technical Paper*, No. 670088, 1967.
- [2] E. Guizzo, H. Goldstein, The rise of the body bots [robotic exoskeletons], *IEEE Spectrum*, Vol. 42, No. 10, pp. 50-56, 2005.
- [3] T. Hayashi, H. Kawamoto, Y. Sankai, Control method of robot suit HAL working as operator's muscle using biological and dynamical information, *Proceeding of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Edmonton, Canada, pp. 3063-3068, 2005.
- [4] A. B. Zoss, H. Kazerooni, A. Chu, Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX), *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 11, No. 2, pp. 128-138, 2006.
- [5] S. Jezernik, G. Colombo, T. Keller, H. Frueh, M. Morari, Robotic orthosis Lokomat: A rehabilitation and research tool, *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, Vol. 6, No. 2, pp. 108-115, 2003.
- [6] J. F. Veneman, R. Kruidhof, E. E. G. Hekman, R. Ekkelenkamp, E. H. F. V. Asseldonk, H. van der Kooij, Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 15, No. 3, pp. 379-386, 2007.
- [7] S. K. Banala, S. H. Kim, S. K. Agrawal, J. P. Scholz, Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX), *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 17, No. 1, pp. 2-8, 2009.
- [8] A. Dashkhaneh, M. M. Moghaddam, M. R. Hadian, M. Mogharrabi, A. A. M. Saba, S. M. D. Hasankola, Rehabilitation robots control in gait training exercises on a treadmill, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 8, pp. 157-164, 2014. (in Persian)
- [9] A. Taherifar, M. R. Hadian, M. Mousavi, A. Rassaf, F. Ghiasi, LOKOIRAN-A novel robot for rehabilitation of spinal cord injury and stroke patients, *Proceeding of the 2013 First RSI/ISM International Conference on Robotics and Mechatronics (ICRoM)*, Tehran, Iran, pp. 218-223, 2013.
- [10] A. Esquenazi, M. Talaty, A. Pangel, M. Saulino, The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury, *Physical Medicine & Rehabilitation*, Vol. 91, No. 11, pp. 911-921, 2012.
- [11] H. Kazerooni, J. L. Racine, L. Huang, R. Steger, On the control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, pp. 4353-4360, 2005.
- [12] S. Jezernik, G. Colombo, M. Morari, Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-DOF robotic orthosis, *IEEE Trans. Robot. Autom.*, Vol. 20, No. 3, pp. 574-582, 2004.
- [13] M. M. Ataei, H. Salarieh, A. Alasty, Adaptive impedance control of exoskeleton robot, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 13, No. 7, pp. 111-126, 2013. (in Persian)

موجود در موتورها و سپس مقایسه آن با زاویه ورودی مرجع، خطای ردیابی محاسبه شده و به کنترل‌گر PID اعمال می‌شود. شکل‌های 7 و 8 نتیجه پیاده‌سازی مدل ارائه شده را بر ربات اکسوپد نشان می‌دهد.

زوایای به دست آمده از مدل نشان‌دهنده رعایت قیدهای در نظر گرفته شده است. همان‌طور که در شکل‌های 7 و 8 مشاهده می‌شود در فاز ایستادن زاویه مفصل زانو برابر صفر، همچنین زوایای مرجع به دست آمده از مدل



Fig. 6 Paraplegic patient walking using Exoped
شکل 6 راه رفتن بیمار آسیب نخاعی با ربات اکسوپد

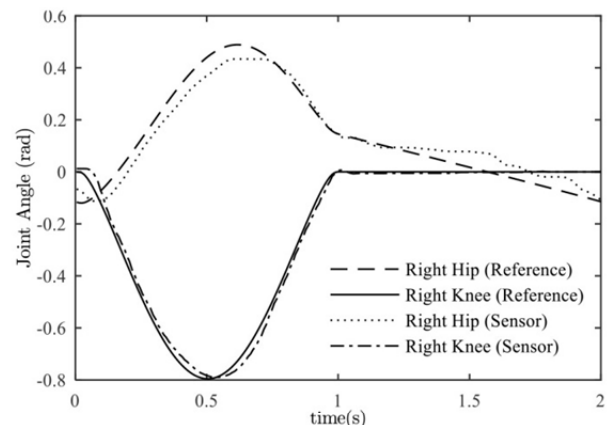


Fig. 7 Right joints angle in a stride cycle
شکل 7 زاویه مفاصل پای راست در یک دوره گام برداری

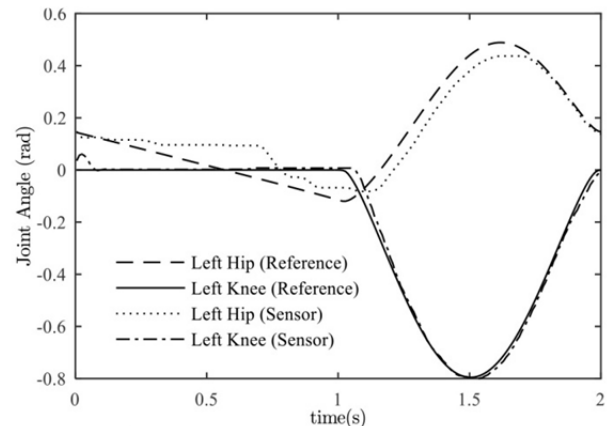


Fig. 8 Left joints angle in a stride cycle
شکل 8 زاویه مفاصل پای چپ در یک دوره گام برداری

- [16] J. Yoon, R. P. Kumar, A. Özer, An adaptive foot device for increased gait and postural stability in lower limb orthoses and exoskeletons, *Control, Automation and Systems*, Vol. 9, No. 3, pp. 515, 2011.
- [17] R. Huang, H. Cheng, Y. Chen, Q. Chen, X. Lin, J. Qiu, Optimisation of reference gait trajectory of a lower limb exoskeleton, *Social Robotics*, Vol. 8, No. 2, pp. 223-235, 2016.
- [14] F. M. Silva, J. A. T. Machado, Kinematic aspects of robotic biped locomotion systems, *Proceedings of the 1997 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Grenoble, France, Vol. 1, pp. 266-272, 1997.
- [15] W. Zijlstra, A. L. Hof, Displacement of the pelvis during human walking: experimental data and model predictions, *Gait & Posture*, Vol. 6, No. 3, pp. 249-262, 1997.