مجله مهندسی مکانیک مدرس، مرداد 1396، دوره 17، شماره 5، ص‌ص 41-51

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

طراحی، مدل‌سازی و بررسی عملکرد ربات کمک‌حرکتی جهت جبران وزن

علی‌اصغر محمدی‌نصرآبادی[1]، فرشید آبسالان[2]، سید علی‌اکبر موسویان[*3]

1- دانشجوی کارشناسی‌ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

2- دانشجوی دکتری، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

3- استاد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

* تهران، صندوق پستی 19395-1999، moosavian@kntu.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 06 بهمن 1395

پذیرش: 22 اسفند 1395

ارائه در سایت: 09 اردیبهشت 1396

کلید واژگان:

طراحی مکانیکی

ربات‌های پوشیدنی

مدل‌سازی دینامیکی

تحمل وزن

چکیده

ربات‌های پوشیدنی به ربات‌هایی اطلاق می‌شود که جهت توان‌افزایی و یا توان‌بخشی توسط انسان مورد استفاده قرار می‌گیرند. به تازگی تمایل روزافزونی برای توسعه وسایل پوشیدنی برای کمک به افراد سالخورده، بیماران، سربازها و بسیاری افراد دیگر برای کمک به حرکت و افزایش توان به‌وجود آمده است. از طرفی تحقق ربات پوشیدنی که درجات آزادی مشابه انسان داشته باشد، چه از نظر اندازه و چه از نظر وزن دشوار است. این مطالعه درباره ربات کمکی پایین‌تنه‌ای است که تنها از یک عملگر برای هر پا استفاده می‌کند. در این مقاله پس از یک مرور کوتاه از ربات‌های پوشیدنی و کاربردهای آن‌ها، طراحی مناسب از رباتی با نام ربوواک که از سیستم جبران اثر وزن هوندا الهام گرفته شده ارائه می‌شود. در ادامه مدل سینماتیکی و دینامیکی سیستم با استفاده از پارامترهای دنویت- هارتنبرگ استخراج شده و با استفاده از نتایج نرم‌افزار ادامز اعتبارسنجی می‌شوند. نتایج راستی‌آزمایی سینماتیکی و دینامیکی با دقت بالا (اختلاف در حد صفر) ارائه می‌شود. در ادامه تحقق مبنای اصلی طراحی ربات، یعنی نیروی کمکی در راستای نیروی کف پا مورد بررسی قرار می‌گیرد و با بررسی راستای اعمال نیروی کمکی توسط مکانیزم ربات و مقایسه آن با راستای مطلوب، راستای مطلوب با دقت 0.02 رادیان حاصل می‌شود. در انتها تأثیر تغییرات در وزن کاربر، اصطکاک در اجزا ربات کمک‌حرکتی و تغییر موقعیت مرکز جرم کاربر مورد بررسی قرارگرفته است.

Design, modeling and simulation of weight compensation walking assistant robot

Ali Asghar Mohammadi Nasrabadi[1], Farshid Absalan[1], Seyed Ali Akbar Moosavian[*1]

1- Department of Mechanical Engineering, K. N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran.
* P.O.B. 19395-1999 Tehran, Iran, moosavian@kntu.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 25 January 2017
Accepted 12 March 2017
Available Online 29 April 2017

Keywords:
Mechanical design
Wearable robots
Dynamics modeling
Weight compensation

ABSTRACT

Wearable robots are robots which are used for rehabilitation or augmentation by human. Recently, there has been an increasing interest in the development of wearable devices to assist the elderly as well as patients, soldiers and many other persons for movement assistance and power augmentation. On the other hand, a realization of wearable robot which has the same degree of freedom of a human is not easy from considerations about a size and weight of device. This study is reports a lower limb assist robot that consists of just an actuator on each leg. In this paper after a brief review on wearable robots and their applications, a suitable design of robot which is named RoboWalk is presented that was inspired by Honda weight compensation system. In the following, kinematics and dynamics modeling of system is presented using Denavit-Hartenberg parameters and validated with ADAMS software results. The results of kinematics and dynamics validation with high accuracy are presented. it is necessary to evaluate the main foundation of the design of the robot which is an assistant force in the direction of foot reaction force that has been achieved with the accuracy of 0.02 radiant, and finally the effect of change in user's weight, position of center of mass and friction of walking assistant robot component are examined in this study.

1- مقدمه

نخستین ایده‌ها برای ربات‌های پوشیدنی در دهه 1890 مطرح شد. از آن زمان بیشتر کارهای اولیه که به منظور بهبود عملکرد و طراحی اکزواسکلتون‌ها انجام شد، کارهای مفهومی بود. این تحقیقات و کارها هیچ‌گاه میز طراحی را ترک نکردند. کارهای اندکی که به مرحله ساخت رسیدند نیز کارایی ضعیفی داشتند [1]. نخستین کارهایی را که می‌توان نام اکزواسکلتون را بر آن نهاد، به یک ثبت اختراع در سال 1890 میلادی، توسط یاگن بازمی‌گردد[2]. ایده او در این طراحی استفاده از فنرهای تخت ورقه‌ای بود. در ادامه مطالعات در مورد ربات‌های پوشیدنی کمک‌حرکتی پایین‌تنه در زمینه‌های نظامی [3] و پزشکی [4] گسترش یافت. از آن زمان ارتزها[1] و اگزواسکلتون‌ها[2] چه از لحاظ طراحی مکانیکی و چه از لحاظ عمل‌گرها، پیشرفت قابل ملاحظه‌ای داشتند. امروز این ربات‌ها به‌عنوان ابزاری برای انجام کارهای تکراری و سنگین و همچنین برای بهبود فرایند درمان بیماران (عصبی و ارتوپدی) استفاده می‌شود که از این جمله می‌توان به ربات‌های لوکومات [5] و لوپز [6] اشاره

[1] orthoses
[2] exoskeletons

Please cite this article using:

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

A. A. Mohammadi Nasrabadi, F. Absalan, S. A. A. Moosavian, Design, modeling and simulation of weight compensation walking assistant robot, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 5, pp. 41-51, 2017 (in Persian)

کرد. این ربات‌ها برای کمک به افراد فلج به منظور بازیابی توانایی حرکت به آن‌ها کمک می‌کنند. ربات‌های اطلس [7] ریواک [8] از این دسته ربات‌ها محسوب می‌شوند. آن‌ها همچنین به منظور توان افزایی به افراد سالم برای حمل بارهای سنگین مورد استفاده قرار می‌گیرند. ربات‌های بلیکس [9] و سارکوس [10] و ربات دانشگاه امآی‌تی[11] از این دسته است. از این ربات‌ها همچنین به منظور توان‌افزایی به افراد سالم برای انجام امور تکراری شبیه بالا رفتن از پله‌ها و یا انجام امور تکراری صنعتی و برای کمک به افرادی که از ضعف عضلانی رنج می‌برند مانند افراد مسن استفاده می‌شود. ربات‌های هال [12] و هوندا [13] برای این منظور طراحی شده‌اند. کاربرد دوم برای افراد مسن از آن‌جا مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته که رشد سنی جمعیت روبه افزایش است. برای نمونه درصد افراد مسن بالای 65 سال در اتحادیه اروپا در سال 2011 به مقدار 17.5% رسید و پیش‌بینی می‌شود که این درصد در سال 2060 به عدد 29.5% برسد[14]. به طور مشابه در ایالات متحده درصد افراد بالای 65 سال در سال 2011 به مقدار 13.3% رسید و پیش‌بینی می‌شود که این مقدار تا 21% تا سال 2040 افزایش یابد [15]. درحال حاضر در امریکا 4.7 میلیون نفر به‌دلیل سکته، یک میلیون نفر به دلیل فلج اطفال، چهارصدهزار نفر برای اماس، دویست هزار نفر به دلیل آسیب به ستون فقرات و صدهزارنفر به‌خاطر فلج مغزی می‌توانند با استفاده از ارتزهای فعال زندگی بهتری داشته باشند. هرساله تقریبا پانصد و پنجاه هزار نفر در آمریکا و صدهزارنفر درایران دچار سکته مغزی می‌شوند یعنی به ترتیب روزانه به‌طور میانگین هزار و پانصد نفر در آمریکا و سیصد نفر در ایران که تقریباً 54% این افراد دچار معلولیت می‌شوند؛ بنابراین سکته سبب ناتوانی شده و بیشتر قربانیان سکته به ضعف یا مشکل در حرکات یک سمت از بدن که مغز دراثر سکته توانایی عملکرد عادی خود را در آن بخش ازدست داده است [16] دچار می‌شوند و نیاز به توان‌بخشی پیدا می‌کنند. راه‌رفتن به فرد اجازه می‌دهد که بتواند فعالیت‌های روزمره خود را انجام دهد و ازطرفی ارتباط مستقیم با کیفیت زندگی دارد. معمولاً سرعت راه‌رفتنی که نجات‌یافتگان از سکته با آن احساس راحتی می‌کنند 0.55 متر بر ثانیه است. در حالی که این سرعت برای افراد سالم به‌طور متوسط بیشتر از دوبرابر یعنی 1.52 متربرثانیه است[17,18]. ضعف درپای تضعیف شده سبب ایجاد عدم تقارن و مشکل در راه‌رفتن می‌شود. عدم تقارن در فاز ایستای راه‌رفتن یک مشکل شایع در افراد مبتلا به سکته است که معمولاً بازدهی راه رفتن فرد را کم کرده و سبب ناپایداری و ازبین رفتن ریتم و زیبایی حرکت می‌شود؛ بنابراین بازگرداندن الگوی راه‌رفتن عادی به فرد دچار سکته شده یک هدف رایج در توان‌بخشی پس از سکته است. از طرفی دیگر همان‌طور که در شکل 1 مشاهده می‌شود کاهش روند تولد و پیری جمعیت در بیشتر کشورهای جهان درحال پیشرفت است. براساس گزارش سازمان ملل متحد درخصوص ترکیب جمعیت تعداد افراد بالای 60 سال درحال افزایش است، به طوری که تا سال 2050 تعداد آن‌ها به یک بیلیون نفر خواهد رسید [20,19].

این یک بیلیون شامل فرد سالخورده سالم به‌علاوه افرادی که بیماری قلبی، جراحت‌های ستون فقرات و سایر مشکلات پیری را دارند در قابلیت حرکت و راه‌رفتن طبیعی خود دچار مشکل خواهند بود. افراد معمولاً در این سن استقلال خود را در انجام کارهای روزمره از دست داده و به سمتی می‌روند که بدون کمک دیگران قادر به انجام فعالیت‌های اساسی خود نیستند. درحال حاضر ابزارهایی نظیر عصا، واکر[1] و ویلچر[2] برای کمک به

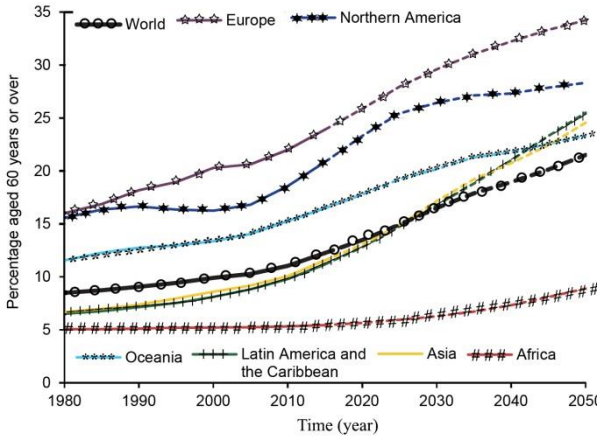

Fig. 1 The percentage of over 65 years old in all over the world by year [21]

شکل 1 درصد افراد 65 ساله و بالاتر درنقاط مختلف جهان برحسب سال [21]

راه‌رفتن و حتی توان‌بخشی این افراد مورد استفاده قرار می‌گیرند که بازدهی کمی دارند. مشکلات کاربری این ابزارهای سنتی به گونه‌ای است که باید همواره هنگام استفاده از آن‌ها یک خدمتکار، یکی از اعضای خانواده و یا یک فرد فیزیوتراپ در کنار آن‌ها باشد.

مسائل و مشکلات اساسی که فرد سالخورده با آن‌ها دست به گریبان است عبارتند از: ناتوانی در نشستن، بلند شدن، حرکت کردن و راه رفتن، نیاز به دستیار شخصی در خانه، از دست دادن استقلال (وابستگی به دیگران در انجام کارهای شخصی)، کاهش کیفیت زندگی و مشکلات مالی برای استخدام مراقب. در چنین جوامعی این‌که افراد ضعیف از نظر فیزیکی بتوانند از خود مراقبت کنند امری مهم است. معمولاً برای این افراد این‌که بتوانند از عملکردهای بدنی خود استفاده کنند از اهمیت زیادی برخوردار است. پیشرفت‌های اخیر در فناوری رباتیک در زمینه صنعت و همچنین در زمینه‌های رفاه، پزشکی، سرگرمی و... نیز تغییرات مفید بسیاری را ایجاد کرده است. در زمینه رفاهی برای نمونه تحقیقات بسیاری بر افراد معلول که عملکردهای اصلی بدن خود را ازدست داده‌اند [22,21] صورت گرفته تا بتوانند دوباره عملکردهای ازدست رفته خود را بازیابی کنند. در نهایت با توجه به کاهش زاد و ولد و همچنین افزایش امید به زندگی در کشورهای پیشرفته این نیاز احساس شده است که برای بهبود وضعیت زندگی برای این قشر از جامعه به ویژه در مورد بحث توانایی حرکت تحقیقات لازم آغاز شود[23].

در این پژوهش پس از بررسی‌های انجام‌گرفته روی انواع ربات‌های پوشیدنی و ایده‌های مختلف مطرح شده در آن‌ها برای کمک به حرکت بر اساس ایده‌ای از ربات پوشیدنی هوندا، طراحی رباتی براساس نیروی کمکی در راستای نیروی کف پا به منظور تحمل بخشی از وزن بدن و کم کردن بار وارده بر مفصل زانو مورد بررسی قرار می‌گیرد و مدل‌سازی سینماتیکی و دینامیکی آن بررسی و در نهایت عملکرد آن بررسی و تحلیل می‌شود.

2- طراحی مکانیکی

2-1- مبانی طراحی مکانیزم

طراحی انجام شده برای ربات کمک‌حرکتی به منظور تحمل وزن در شکل 2 نشان داده شده است. این طراحی بر پایه مفاهیم بنیادین مکانیک و انتقال نیروی کمکی در راستای مرکز جرم جهت کاهش بار وارد بر مفاصل انجام گرفته است. در ادامه به تبیین مبانی لازم و اهدافی که از طراحی به دنبال آن هستیم پرداخته می‌شود.

[1] Walker
[2] Wheelchair

2-1-1- راستای نیروی کمکی

مبنای اصلی طراحی مکانیکی این است که نیروی کمکی باید در همان راستایی باشد که نیروی عکس‌العمل زمین بر پا وارد می‌شود. دلیل این امر آن است که نیروی عکس‌العمل زمین که بر مفاصل وارد می‌شود، کاهش یابد. هنگامی که یک فرد به طور طبیعی راه می‌رود، قسمت عمده حرکت را می‌توان انتقالی انگاشت و قسمت اندکی نیز شامل حرکت دورانی حول مرکز جرم است؛ بنابراین می‌توان این فرض را که نیروی عکس‌العمل همواره در راستای خط واصل بین مرکز فشار و مرکز جرم فرد است، مطرح کرد. این فرض را می‌توان پایه اساسی برای طراحی مکانیزم دانست و در صورتی که این خواسته توسط مکانیزمی برآورده شود فرد وزن کمتری بر مفاصل خود احساس می‌کند.

2-1-2- طراحی میانی یا بیرونی

در بیشتر اکزواسکلتون‌ها که تاکنون طراحی شده مکانیزم آن‌ها در بیرون از بدن و به صورت جانبی با پاها طراحی شده‌اند. این که طراحی اکزواسکلتون بیرونی باشد یا داخلی باید توسط طراح براساس مزایا و معایب هر یک انجام پذیرد. طراحی مکانیزم از داخل چند مزیت خواهد داشت. در ابتدا می‌توان گفت با توجه به این که نیرویی که در راستای مرکز فشار و مرکز ثقل است به قسمت داخلی بدن نزدیک‌تر است؛ بنابراین طراحی مکانیزم بر پایه قرارگیری داخل، ممان کمتری را بر اجزا وارد می‌کند و سبب می‌شود تا بتوان اجزا با سختی و مقاومت پایین تر طراحی و در نظر گرفت.

علاوه‌بر آن قرار گرفتن اجزا در داخل سبب می‌شود تا حرکت رفت و برگشتی دست‌ها به طور عادی انجام شود و همچنین آسیب خارجی کمتری به اجزا قرارگرفته در داخل وارد می‌شود. علاوه‌بر موارد اشاره شده باید به این نکته نیز توجه داشت که با قرارگیری اجزا نزدیک‌تر به خط مرکزی بدن فرد ممان اینرسی کمتری را هنگام حرکت‌های چرخشی احساس می‌کند. در کنار مزیت‌های یادشده باید بیان کرد که قرارگیری اجزا در میان دو پا اندکی حرکت را از حالت طبیعی خارج می‌کند چرا که پاها نمی‌توانند از مقدار مشخصی به هم نزدیک‌تر شوند.

2-1-3- مفصل مچ

محل قرارگیری مفصل مچ را باید به گونه‌ای تعیین کرد که نیروی کمکی همواره از آن نقطه عبور کند. چرا که مفصل مچ، محور عبور نیروی پایینی مربوط به مکانیزم انبساط و انقباض است و طبق قاعده بیان‌شده نیروی تولیدی در راستای خط واصل محور پایینی و بالایی قرار خواهد گرفت. برای تحقق این هدف این مفصل باید در نقطه میانی از لحاظ طولی و عرضی کفش قرار گیرد. همچنین در ادامه باید لینک مناسب برای انتقال نیروی واصل به مفصل به زمین طراحی شود. نکته دیگر که در طراحی مفصل مچ باید در نظر گرفته شود، سه درجه آزادی برای حرکت مطلوب این مفصل طراحی شود. دلیل این امر را می‌توان در غیرفعال بودن این مفصل جستجو کرد. جایی‌که این مفصل باید از تمام حرکات مفصل مچ پیروی کند.

2-1-4- مکانیزم انتقال قدرت به مفصل زانو

جهت عدم ایجاد مزاحمت برای کاربر و همچنین کم کردن ممان ایجاد شده توسط وزن موتور مناسب است که موتور به جای آن که بر مفصل فعال زانو تعبیه شود، در محلی عقب لینک ران نزدیک به مرکز جرم قرار داده شود. برای انتقال قدرت به مفصل زانو نیاز است که مکانیزمی برای آن در نظر گرفته شود. مکانیزم‌های تسمه-پولی و همچنین مکانیزم چهارمیله‌ای، دو

Fig. 2 Designed model of RoboWalk

شکل 2 مدل طراحی شده برای ربات ربوواک

مکانیزمی است که می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد که هر یک مزایا و معایب خود را داراست، در مجموع مکانیزم چهارمیله‌ای نسبت به تسمه- پولی برتری دارد. علت این برتری را می‌توان مهم‌تر از همه در ضریب اطمینانی که برای طراحی مکانیکی ربات‌هایی که با انسان در تعامل است جستجو کرد. در واقع اصطکاکی که در اتصال مکانیزم تسمه- پولی وجود دارد علاوه‌بر این که سبب کاهش انتقال قدرت به مفصل مورد نظر می‌شود، احتمال از بین رفتن تسمه و قطع این اتصال را نیز بالا می‌برد. همین دلیل می‌تواند ما را مجاب به استفاده از مکانیزم جایگزین کند چرا که قطع اتصال در این مکانیزم در حین سیکل راه رفتن می‌تواند سبب بر هم خوردن تعادل کاربر و چه بسا واژگونی و آسیب به او شود. در حالی که استفاده از مکانیزم چهارمیله‌ای نه تنها اتصال ایمنی را فراهم می‌کند، بلکه با طراحی مناسب که در ادامه شرح داده می‌شود، سبب افزایش گشتاور انتقالی به مفصل مورد نظر می‌شود؛ بنابراین هر چند استفاده از تسمه- پولی اقتصادی و کم هزینه‌تر خواهد بود و امکان تحمل بارهای بیش از حد مجاز را برای ما فراهم می‌کند ولی اتصال چهارمیله‌ای در این‌جا به دلیل تأمین امنیت کاربر مناسب‌تر خواهد بود. نحوه قرارگیری مکانیزم و ارتباط آن با موتور در شکل 3 نشان داده شده است. این مکانیزم چهارمیله‌ای موازی در میان لینک بالایی قرار گرفته است. این مکانیزم در قسمت بالایی به موتور متصل شده است و از طریق یک لنگ حرکت موتور را به میله اتصال منتقل می‌کند. این در قسمت بالایی به لنگ و در قسمت پایینی به لینک پایینی متصل است و قدرت موتور را به مفصل زانو انتقال می‌دهد. برای ایجاد

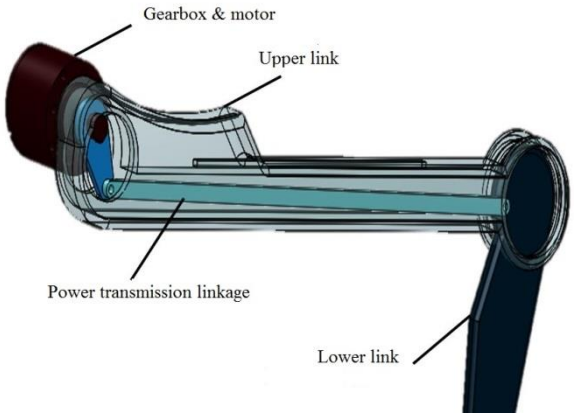

Fig. 3 Power transmission mechanism

شکل 3 مکانیزم انتقال قدرت

توان حرکتی موتورهای در نظر گرفته شده موتورهایی با توان 250 وات است، و برای ایجاد گشتاورهای بالا از چرخ‌دنده‌های مناسب با نسبت 1:93 استفاده شده است.

2-2- طراحی ارگونومیک صندلی

جهت قرارگیری نیروی ایجاد شده توسط مکانیزم طراحی‌شده در راستای مطلوب که این نیرو در راستای مرکز فشار کف پا به مرکز جرم خواهد بود، و همچنین برای قرارگیری مناسب کاربر در محلی که کمترین فاصله را با راستای چرخش جانبی پاها داشته باشد و برای راحتی کاربر، طراحی مناسب صندلی و مکانیزم انتقال نیرو به مرکز جرم متصل به صندلی از اهمیت به سزایی برخوردار است. در ادامه به شرح جزئیات مربوط به طراحی صندلی پرداخته شده است.

در ابتدا می‌توان به طراحی زین‌مانند روی صندلی اشاره کرد. جایی‌که با استفاده از انحناهای مناسب در محل‌های حساس راحتی را برای استفاده کاربر به ارمغان می‌آورد. همان‌طور که در شکل 4 دیده می‌شود، این انحناها شامل انحناهای جانبی که سبب قرارگیری مناسب پاها در کنار صندلی می‌شود و همچنین این انحنا سبب نزدیک شدن پاها و مجموعه بدن به قسمت مرکزی و تعادل بیشتر کاربر می‌شود که در قسمت پیشین در مورد آن بحث شد. نکته دیگر در طراحی صندلی در نظر گرفتن سطح بیشتر در جلو و عقب صندلی برای قرار گیری مناسب بدن بر آن است. این افزایش سطح مقطع کمک می‌کند تا نیروی تولیدی توسط مکانیزم انتقال نیرو در سطح بیشتری به کاربر انتقال یابد و موجب ایجاد درد و یا نیروی مزاحم موضعی در کاربر نشود.

از سوی دیگر در سطح داخلی صندلی برای قرارگیری مناسب سطح جانبی پاها، انحنایی برای راحتی کاربر و همچنین برای پایین آوردن کاربر و نزدیک کردن مرکز جرم به محور دوران جانبی در نظر گرفته شده است. برای استفاده کاربر از ربات، حلقه‌هایی در بالای صندلی و در جلو و عقب در نظر گرفته شده است تا کاربر با استفاده از آن‌ها ربات را به طور مناسب حمل و بتواند آن را بپوشد.

2-3- مکانیزم انتقال نیرو به مرکز جرم

همان‌طور که در شکل 5 مشاهده می‌شود شیارهای ریل مانند در جلو و عقب صندلی تعبیه شده که برای باز شدن مناسب پاها به اطراف است. این ریل‌ها برای استحکام و پایداری بیشتر در جلو و پشت صندلی قرارگرفته است تا با اتصال تک نقطه‌ای سبب اختلال در عملکرد مکانیزم نشود. دو لغزنده برای حرکت مناسب جانبی برای پاها در جلو و دو لغزنده در پشت صندلی به منحنی ریلی متصل می‌شوند که قابلیت دوران حول مرکز انحنای ریلی را

Fig. 4 Ergonomic design of RoboWAlk's seat Right) Top view orientation Left) Right view orientation

شکل 4 صندلی ارگونومیک طراحی‌شده برای ربات ربوواک راست- نمای بالا چپ- نمای جانبی

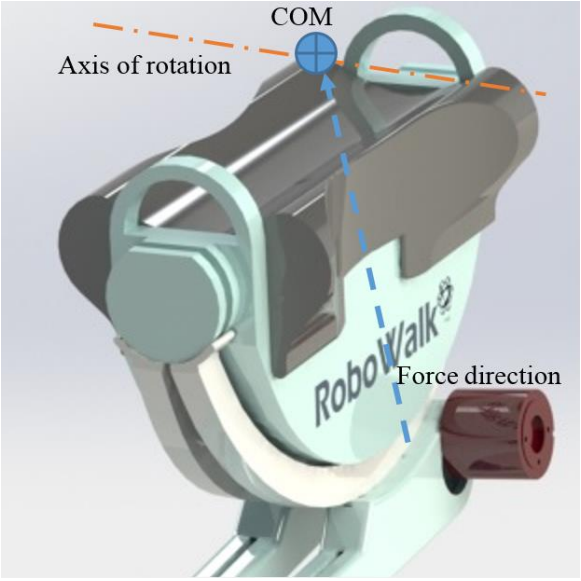

Fig. 5 Force transmission to COM by sliders

شکل 5 انتقال نیرو ربات به مرکز جرم توسط لغزنده‌ها

داراست. این لغزنده‌ها از طرف دیگر به لینک‌های منحنی‌شکل با مرکز انحنای مرکز جرم متصل می‌شوند. این لینک‌ها سبب اتصال قسمت پایین ربات به صندلی می‌شود. وظیفه انتقال نیرو به صندلی و مرکز جرم و همچنین حرکت رو به جلو کاربر را عهده‌دار است. در واقع با اتصال لغزشی و ریل‌مانند این لینک‌ها به لینک بالایی پای ربات، با حرکت لغزشی امکان حرکت رو به جلو و عقب را فراهم می‌کنند. نیروی ایجادشده در محل اتصال دارای دو مؤلفه خواهد بود که مؤلفه مماسی در اثر اصطکاک به وجود می‌آید و مؤلفه عمودی در راستای مرکز منحنی لینک که همان مرکز جرم انسان است قرار می‌گیرد؛ بنابراین با طراحی مناسب مکانیزم لغزشی و به حداقل رساندن مؤلفه اصطکاکی می‌توان عملکرد ربات را بهبود بخشید که درادامه در مورد آن بحث می‌شود.

3- مدل‌سازی سینماتیکی

برای مدل‌سازی ربات به روش دنویت- هارتنبرگ ابتدا مدل ساده‌شده‌ای از ربات براساس عملکرد آن در نظر گرفته شد. براساس این مدل مطابق شکل 6 دستگاه‌های دنویت- هارتنبرگ بر مدل گذاشته شده است.

براساس مدل نشان‌داده شده در شکل 6 پارامترهای دنویت- هارتنبرگ به صورت جدول 1 درمی‌آید.

با داشتن این پارامترها می‌توان با استفاده از ماتریس تبدیل رابطه (1) ماتریس تبدیل بین هریک از دستگاه‌ها را به دست آورد.

برای به‌دست آوردن موقعیت و جهت مجری نهایی در دستگاه اینرسی، نیاز به یافتن ${}^{0}T_{10}$ است که پس از یافتن هر یک از ماتریس‌های ${}^{i-1}T_i$ با ضرب آن‌ها به صورت متوالی مطابق با رابطه (2) به‌دست می‌آید.

$$ {}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} C\theta_i & -S\theta_i & 0 & a_{i-1} \\ S\theta_i C\alpha_{i-1} & C\theta_i S\alpha_{i-1} & -S\alpha_{i-1} & -S\alpha_{i-1} d_i \\ S\theta_i S\alpha_{i-1} & C\theta_i S\alpha_{i-1} & C\alpha_{i-1} & C\alpha_{i-1} d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1) $$

$$ {}^{0}T_{10} = {}^{0}T_1\,{}^{1}T_2\,{}^{2}T_3\,{}^{3}T_4\,{}^{4}T_5\,{}^{5}T_6\,{}^{6}T_7\,{}^{7}T_8\,{}^{8}T_9\,{}^{9}T_{10} \quad (2) $$

در سینماتیک مستقیم پس از یافتن ${}^{0}T_{10}$ موقعیت مجری نهایی با استفاده از رابطه (a-3) به دست می‌آید، که در این رابطه ${}^{10}P_{E}^{10}$ نشان‌دهنده موقعیت مجری نهایی، بیان‌شده در دستگاه 9 است. که به صورت رابطه (b-3) نشان

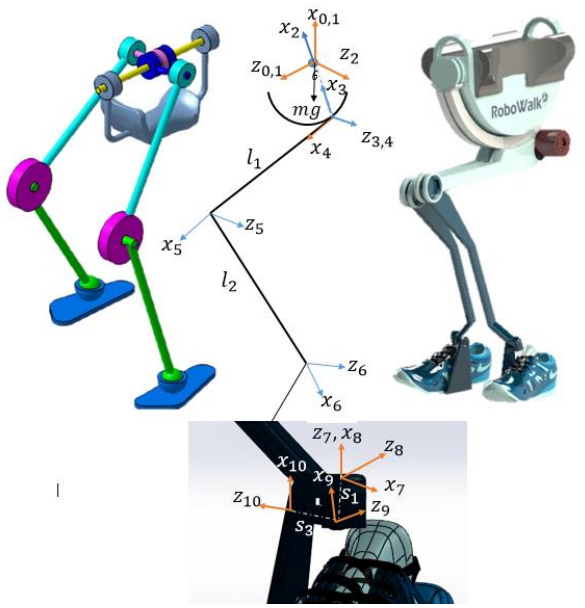

Fig. 6 Simplified model [24] with Denavit-Hartenberg coordinate system and Robowalk

شکل 6 مدل ساده شده ربات [24] به همراه دستگاه‌های دنویت- هارتنبرگ و ربوواک

جدول 1 پارامترهای دنویت- هارتنبرگ

Table 1 Denavit-Hartenberg parameters

a_{i-1}	α_{i-1}	d_i	θ_i	پارامترها
0	0	0	θ_1	1
0	90	0	θ_2	2
$-r$	0	0	0	3
0	0	0	90	4
l_1	0	0	θ_3	5
L_2	0	d_2	0	6
0	-90	0	θ_4	7
0	90	0	90	8
s_1	-90	0	θ_5	9
0	-90	s_3	θ_6	10

داده می‌شود.

$$X_E = {}^0T_{10}\,{}^{10}P_E^{10} \tag{a-3}$$

$$ {}^{10}P_E^{10} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \tag{b-3}$$

در نهایت موقعیت مجری نهایی به صورت رابطه (4) محاسبه شده است.

$$X_E = \begin{bmatrix} r_{11} \\ r_{21} \\ r_{31} \\ 1 \end{bmatrix} \tag{a-4}$$

$$r_{11} = s1(C_1S_2S_3 - C_1C_2C_3) - l2(C_1C_2S_3 + C_1C_3S_2) - s3\Big(C_5\big(C_4S_1 - S_4(C_1C_2S_3 + C_1C_2S_2)\big) + S_5(C_1S_2S_3 - C_1C_2C_3)\Big) + d_2S_1 - r_3C_1C_2 - l_1C_1S_2 \tag{b-4}$$

$$\begin{aligned} r_{21} = {} & s1(S_1S_2S_3 - S_1C_2C_3) \\ & - l2(S_1C_2S_3 + S_1C_3S_2) \\ & + s3(C_5C_1C_4 \\ & + S_4(S_1C_2S_3 + S_1C_2S_2))) \\ & - S_5(S_1S_2S_3 - S_1C_2C_3))) \\ & + d_2C_1 - r_3S_1C_2 - l_1S_1S_2 \end{aligned} \tag{c-4}$$

$$\begin{aligned} r_{31} = {} & l2(C_2C_3 - S_2S_3) - s1(C_2S_3 + C_3S_2) \\ & + l1C_2 - r3S_2 \\ & + s3(S_5C_2S_3 + C_3S_2) \\ & - C_5S_4(C_2C_3 - S_2S_3)) \end{aligned} \tag{d-4}$$

3-1- ماتریس ژاکوبین

ماتریس ژاکوبین با استفاده رابطه (5) به‌دست می‌آید که در این رابطه هر یک از ماتریس‌های J_v و J_ω که با توجه به نوع مفاصل که همگی از نوع دورانی است به صورت روابط (6) تعریف و محاسبه می‌شوند.

$$J = [J_v; J_\omega] \tag{5}$$

$$J_v = [z_1 \times P_E^1 \vdots\ z_2 \times P_E^2 \vdots\ z_5 \times P_E^5 \vdots\ z_7 \times P_E^7 \vdots\ z_9 \times P_E^9 \vdots\ z_{10} \times P_E^{10}] \tag{a-6}$$

$$J_\omega = [z_1 \vdots\ z_2 \vdots\ z_5 \vdots\ z_7 \vdots\ z_9 \vdots\ z_{10}] \tag{b-6}$$

در ماتریس‌های مشخص‌شده برای ماتریس ژاکوبین که روابط (6) نشان‌دهنده آن‌هاست، z_i ستون سوم ${}^0T_i$ که مطابق با رابطه (1) محاسبه می‌شود و P_E^i به صورت رابطه (7) محاسبه می‌شود که در آن P_E^0 بیانگر موقعیت مجری نهایی در دستگاه اینرسی که مطابق با رابطه (7) P_i^0 ستون آخر ${}^0T_i$ است. در نهایت ماترس ژاکوبین به‌دست می‌آید که به دلیل طولانی بودن روابط آن آورده نشده است.

$$P_E^i = P_E^0 - P_i^0 \tag{7}$$

پارامترهای مربوط به ربات که شامل اندازه و جرم و ممان اینرسی هر یک از لینک‌ها به صورت جدول 2 استخراج شده و در معادلات مورد استفاده قرارگرفته شده است.

3-2- طراحی مسیر برای پای متحرک

مسیر درجه پنج برای مفاصل به منظور طراحی مسیر در فضای مفصلی در نظر گرفته شده است. در طراحی مسیر برای پای متحرک در فضای مفصلی باید موقعیت و جهت‌گیری به طور کامل مشخص شود. برای این منظور مسیرهای درجه 5 برای هر یک از مفاصل به صورت روابط (8- a) در نظر گرفته می‌شود که در روابط (8- b) و (8- c) قیدهایی که باید توسط این مسیر ارضا شود، مشخص شده‌اند. قیدهای اعمالی در این مسیر سرعت و شتاب اولیه و پایانی صفر و جابه‌جایی اولیه و جابه‌جایی انتهایی است. در نهایت برای هر مفصل مقادیر اولیه و پایانی مطابق جدول 3 در نظر گرفته شده که برای نمونه برای مفصل زانو در شکل 7 نشان داده شده است.

$$\theta_i = a_0 + a_1t + a_2t^2 + a_3t^3 + a_4t^4 + a_5t^5 \tag{a-8}$$

$$\theta_i(t_o) = \theta_{i_0}, \dot{\theta}_i(t_o) = 0, \ddot{\theta}_i(t_o) = 0, \tag{b-8}$$

$$\theta_i(t_f) = \theta_{i_f}, \dot{\theta}_i(t_f) = 0, \ddot{\theta}_i(t_f) = 0 \tag{c-8}$$

جدول 2 جرم، طول و مرکز جرم هر یک از لینک‌های ربات

Table 2 Mass, length and center of mass of robot's parts

پارامتر	جرم (m_i)	طول (l_i)	مرکز جرم (COM_i)
واحد	(kg)	(m)	(m)
صندلی	2.186	0.3	0.15
لغزنده‌ها	1.035	0.2	0.133
لینک بالایی	3.254	0.392	0.1127
لینک پایینی	2.682	0.3645	0.169
کفش و اجزا	0.678	0.207	0.125

جدول 3 بازه حرکتی برای هریک از مفاصل

Table 3 joints intervals according to type of motion

مفصل	نوع حرکت	حداقل (deg)	حداکثر (deg)
ران	Flexion/Extension	-18	113
	Abduction/Adduction	-30	45
زانو	Flexion/Extension	-109	5
مچ	Flexion/Extension	-38	35
	Abduction/Adduction	-23	24
	Internal/External	-21	18

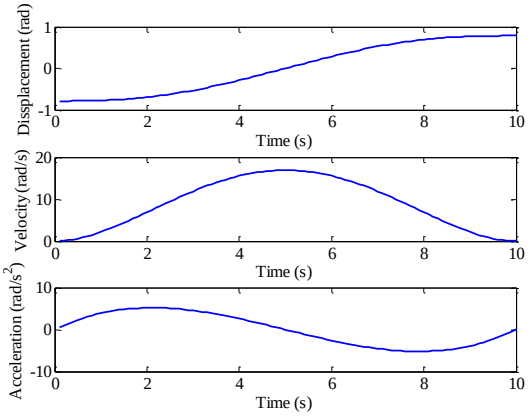

Fig. 7 Trajectory generation of fifth degree polynomial at joint space

شکل 7 طراحی مسیر درجه پنج در فضای مفصلی

3-3- صحت‌سنجی مدل‌سازی سینماتیکی

شبیه‌سازی و راستی‌آزمایی معادلات پس از ارائه معادلات سینماتیک انجام گرفته است. ابتدا یک مدل عددی با استفاده از نرم افزار ادامز[1] ایجاد کرده و برای مدل‌سازی دستگاه‌های مختصات برای هر یک از لینک‌ها و دستگاه مرجع و مفاصل با توجه به نوع حرکتشان تعریف می‌شود، این مدل‌سازی در شکل 8 نشان داده شده است. برای هر یک متغیرهای مفصلی ربات، یک مسیر درجه 5 با شرایط اولیه و نهایی مشخص که همان مسیری است که در مدل‌سازی عددی از آن استفاده شده تعریف می‌شود. پیش از شروع شبیه‌سازی و راستی‌آزمایی ابتدا مدل عددی و مسیرِ در نظر گرفته شده برای متغیرهای مفصلی معرفی شده، و در ادامه به شبیه‌سازی و راستی‌آزمایی معادلات ارائه شده پرداخته خواهد شد. برای صحت‌سنجی مدل‌سازی سینماتیکی به ازای زوایای مشخص مفصلی موقعیت و سرعت و شتاب عمل‌گر نهایی مورد بررسی قرار می‌گیرد. این موقعیت به صورت عددی و تحلیلی به‌دست آمده و اختلاف این دو مقدار از مرتبه 10^{-15} است. نتایج به‌دست آمده برای موقعیت، سرعت خطی و شتاب خطی مرکز جرم پا در شکل 9-11 نشان داده شده است.

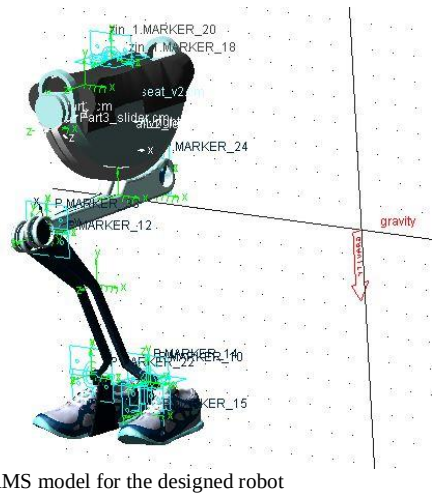

Fig. 8 ADAMS model for the designed robot

شکل 8 مدل ادامز برای ربات طراحی‌شده

[1] ADAMS

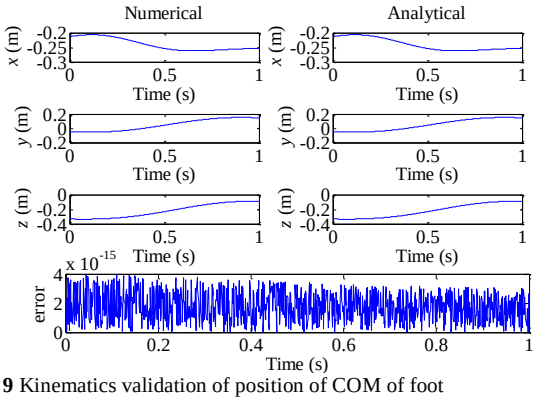

Fig. 9 Kinematics validation of position of COM of foot

شکل 9 صحت‌سنجی مدل سینماتیکی برای موقعیت مرکز جرم پا

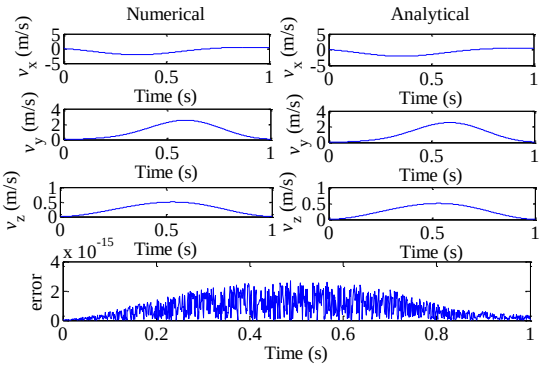

Fig. 10 Kinematics validation of linear velocity of COM of foot

شکل 10 صحت‌سنجی مدل سینماتیکی برای سرعت خطی مرکز جرم پا

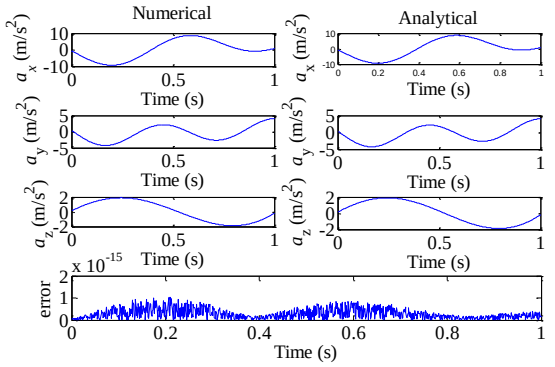

Fig. 11 Kinematics validation of linear acceleration of COM of foot

شکل 11 صحت‌سنجی مدل سینماتیکی برای شتاب خطی مرکز جرم پا

4- مدل‌سازی دینامیکی

برای به‌دست آوردن دینامیک ربات از روش بازگشتی لاگرانژ استفاده می‌شود که معادله دینامیکی براساس متغیرهای تعمیم‌یافته تعریف‌شده به‌دست‌می‌آید که پس از ساده‌سازی به صورت رابطه (a -9) نوشته شده است. نحوه محاسبه هر یک از جزئیات رابطه (a-9) طی روابط (b-9)، (c-9)، (d-9) و (e-9) آورده و محاسبه شده است.

$$\sum_{j=1}^{n} M_{ij}\ddot{q}_j + \sum_{j=1}^{n}\sum_{k=1}^{n} m_{ijk}\dot{q}_j\dot{q}_k + G_i = Q_i \qquad \text{(a-9)}$$

$$M_{ij} = \sum_{i=1}^{n}\left[m_i j_{\mathrm{v}}^{i(\mathrm{T})} j_{\mathrm{v}}^{i} + j_{\omega}^{i(T)}\,{}^{o}I_i^{ci} j_{\omega}^{i}\right] \qquad \text{(b-9)}$$

$$m_{ijk} = \frac{\partial M_{ij}}{\partial q_k} - \frac{1}{2}\frac{\partial M_{ik}}{\partial q_i} \qquad \text{(c-9)}$$

$$G_i = -g^{\mathrm{T}}\sum_{j=1}^{n} m_j j_{\mathrm{L},i}^{\mathrm{T}} \qquad \text{(d-9)}$$

$$Q_i = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \vdots \\ \vdots \end{bmatrix} \tag{e-9}$$

در رابطه (b-9)، j_v, j_ω مطابق با روابط (a-6) و (b-6) محاسبه می‌شود و همچنین ${}^{o}I_i^{ci}$ به صورت رابطه (10) محاسبه و جای‌گذاری می‌شود.

$${}^{o}I_i^{ci} = {}^{o}R_i\, {}^{i}I_i^{ci}\, {}^{o}R_i^{\mathrm{T}} \tag{10}$$

با کد نویسی انجام شده در نرم‌افزار متلب پارامترهای معادله دینامیکی به‌دست می‌آید که به دلیل حجم بالا و طولانی بودن معادله دینامیکی در این‌جا آورده نشده است. در نهایت با استفاده از دینامیک معکوس و با مقادیر پارامتری هر یک از لینک‌ها مطابق جدول 2 نتایج برای گشتاورهای هر یک از مفاصل به‌دست می‌آید.

4-1- صحت‌سنجی مدل دینامیکی

با توجه به مقادیر $\dot{q}$ و $\ddot{q}$ به‌دست‌آمده از مدل ادامز، ماتریس‌های جرمی و کریولیس را برای ربات نوشته و بردار τ برای ربات به صورت تحلیلی به‌دست آورده و از طرفی مدل ادامز را در نظر گرفته و نیروی عملگرها از مدل استخراج می‌شود. با مقایسه این مقادیر عددی و مقادیر تحلیلی به‌دست‌آمده از پیش می‌توان درستی مدل دینامیکی ربات را تأیید کرد. برای نمونه در مفصل زانو گشتاور به صورت عددی و تحلیلی به‌دست‌آمده و اختلاف این دو مقدار از مرتبه 10^{-14} که برای مثال در شکل 8 برای مفصل ران نشان داده شده است.

5- بررسی عملکرد ربات

در این قسمت عملکرد ربات طراحی‌شده با استفاده از مدل دینامیکی به‌دست‌آمده در قسمت قبل و استفاده از نرم‌افزار ادامز روی مسیر مشخص مورد بررسی قرار می‌گیرد. با توجه به هدف اصلی طراحی یعنی اعمال نیروی کمکی در راستای مطلوب که راستای مرکز فشار به مرکز جرم است، راستای نیروی اعمالی به کاربر مورد بررسی قرار گرفته و انحراف آن نسبت به جهت مطلوب محاسبه می‌شود. در ادامه گشتاورهای مفاصل با اعمال نیروی وزن بررسی و تأثیر پارامترهای مختلف نظیر تغییر جرم کاربر، تغییر مکان مرکز جرم و اصطکاک بر روی گشتاور مفصل زانو که درواقع تنها مفصل فعال ربات است مورد بررسی قرار می‌گیرد.

5-1- طراحی مسیر حرکت ربات بر پایه حرکت انسان

یکی از مهم‌ترین زمینه‌ها در خصوص ربات‌های دو پا طراحی مسیر حرکت برای این ربات‌هاست. دلیل این اهمیت طراحی مسیری است که ربات در آن حرکت پایدار داشته باشد؛ بنابراین می‌توان از معیارهایی مانند نقطه ممان صفر برای طراحی مسیر حرکت برای این ربات‌ها استفاده کرد. البته مسیر طراحی‌شده برای این ربات‌ها تفاوت عمده‌ای با مسیر حرکت در انسان دارد و شیوه راه رفتن در آن‌ها با شیوه راه رفتن در انسان تا حدودی متفاوت است [25]. در خصوص ربات کمک حرکتی طراحی‌شده در این پژوهش با توجه به این که ربات در تعامل با بدن انسان است، در نتیجه حرکت مفاصل ربات در نقاط تماس تابع حرکت مفاصل انسان است، همچنین برای تک مفصل زانو نیز فرض شده است تا این حرکت مطابق با حرکت مطلوب انسان سالم باشد.

5-1-1- سینماتیک حرکت انسان

راه رفتن در انسان موضوع بسیار پیچیده‌ای است، به گونه‌ای که حتی شیوه راه رفتن در پیچیده‌ترین ربات‌های انسان‌نما نیز با راه رفتن طبیعی در انسان

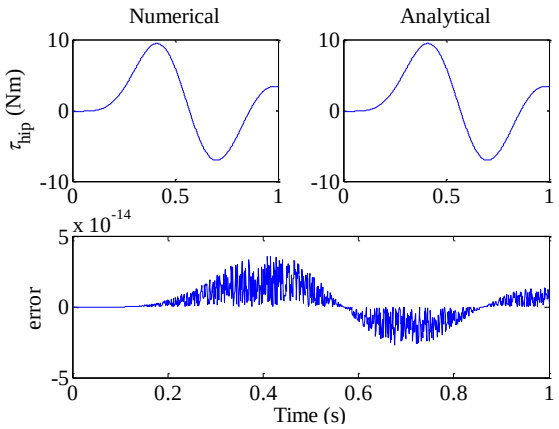

Fig. 12 Dynamics validation for hip torque

شکل 12 صحت‌سنجی مدل دینامیکی برای مفصل ران

متفاوت است. معمولاً برای شناخت حرکت انسان از شیوه‌هایی مرسوم به بررسی کلینیکی راه رفتن (CGA) استفاده می‌شود[26]. در این بررسی‌ها معمولاً نقاط مهم بدن با نقاط نورانی و یا رنگی علامت‌گذاری می‌شود و سپس با حرکت فرد مختصات این نقاط با سیستم پردازش تصویر تعقیب می‌شود. روش دیگر نیز اندازه‌گیری داده‌های سینماتیک راه رفتن، با نصب حسگرهای شتاب و زاویه‌سنج بر اعضای بدن و ثبت داده‌ها هنگام حرکت فرد است.

بدین ترتیب برای بررسی عملکرد ربات گیت حرکتی هر یک از مفاصل باید استخراج شود و با توجه به این مسیرهای استخراج شده، گشتاورهای هر یک از مفاصل به‌دست آید. گیت‌های حرکتی با توجه به [27] که با استفاده از روش پردازش تصویر این متغیرهای مفصلی را به‌دست آورده‌اند، استخراج و نمودارهای آن برای به‌دست آوردن گشتاور مفاصل به دینامیک معکوس داده می‌شود. این زوایای حرکت مفاصل در صفحه کناری و همچنین برای هر پا، استخراج شده، همچنین سرعت حرکت راه بردن انسان 0.8 *m/s* است. نتایج در شکل 13 نشان داده شده است.

5-2- بررسی ساختار ربات در اعمال نیروی کمکی

با توجه به مبنای اصلی طراحی ربات، یعنی اعمال نیروی کمکی در جهت نیروی کف پا، بررسی این هدف در ربات طراحی‌شده الزامی است؛ بنابراین با توجه به ساختار ربات نیروی کمکی تولیدی توسط مکانیزم بازشونده ربات، از مفصل مچ توسط لینک پایینی به مفصل زانو و از آن جا توسط لینک بالایی به مکانیزم تعبیه شده برای انتقال نیروی تولیدی به مرکز جرم کاربر منتقل می‌شود؛ بنابراین برای بررسی راستای نیروی کمکی، راستای نیرو در این مکانیزم در طول مسیر حرکت بررسی شده است. برای این منظور با استفاده از نرم‌افزار تحلیلی ادامز می‌توان راستای نیروی کف پا را با کمک گرفتن از مارکرها مشخص و پس از تحلیل نیرو در مکانیزم انتقال با مقایسه این دو راستا خطای انتقال را محاسبه کرد. با توجه به شکل 14 نیروی در محل تماس دارای سه مؤلفه خواهد بود که با بررسی نیروی در جهت y,z راستای مطلوب به‌دست‌آمده و خطای انحراف در صفحه جانبی که حرکت در ان برنامه‌ریزی شده به صورت رابطه (11) محاسبه می‌شود.

$$\text{error} = \tan^{-1}\left(\frac{F_y}{F_z}\right) - \theta_{\text{desired}} \tag{11}$$

با توجه به شکل 14 و با استفاده از رابطه (12) خطای انحراف محاسبه و ترسیم شده که مطابق با شکل 15 نشان‌دهنده آن است که خطای راستای اعمال نیرو در صفحه جانبی دارای مقداری کمتر از 0.02 رادیان است، که در حدود یک درجه خواهد بود که خطای قابل قبولی محسوب می‌شود. میزان

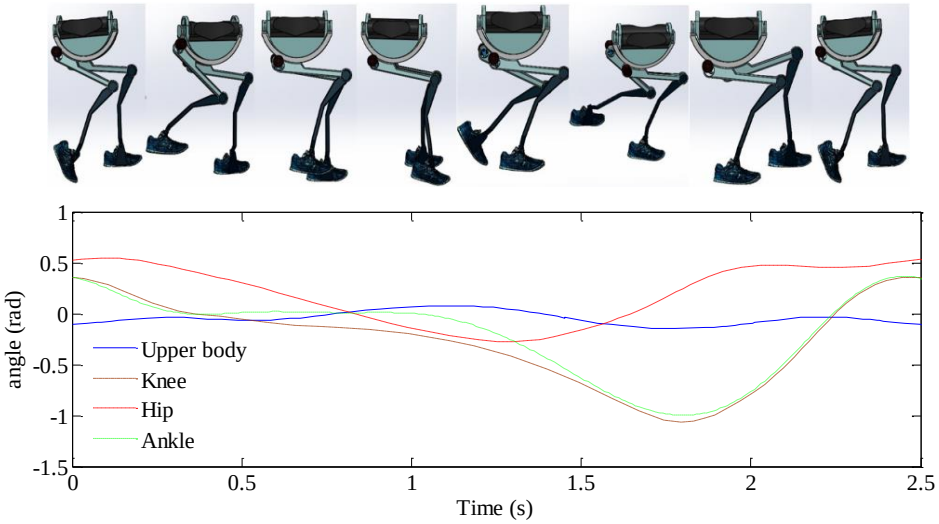

Fig. 13 Trajectory generation at joint space with joint variables

شکل 13 طراحی مسیر در فضای مفصلی به همراه متغیرهای مفصلی

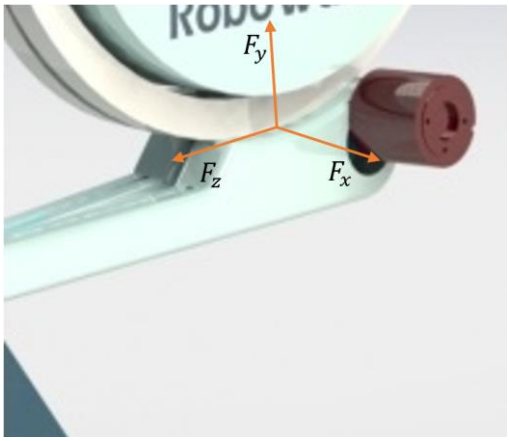

Fig. 14 Reaction force components of upper link

شکل 14 مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل لینک بالایی

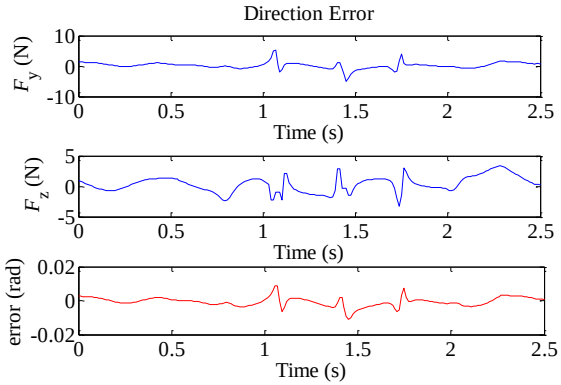

Fig. 15 Direction error in sagittal plane

شکل 15 خطای راستای اعمال نیرو در صفحه جانبی

تحمل وزن بستگی به میزان اعمال نیروی کمکی که این میزان تا 30% و به طور میانگین 15% است.

5-3- بررسی عملکرد ربات و گشتاور مفاصل با افزودن وزن انسان

جهت بررسی تأثیر اعمال نیروی وزن بر ربات لازم است تا پای تکیه‌گاهی در نظر گرفته شود و نیروی وزن در مرکز جرم اعمال شود. از آن‌جایی که مدل‌سازی انجام گرفته در بخش 3-2 نسبت به صندلی است، اعمال نیرو و بررسی مقدار و محل آن امکان‌پذیر نیست؛ بنابراین مدل پیشین به صورتی نوشته می‌شود که دستگاه ثابت متصل به پا روی زمین باشد و بقیه دستگاه‌ها نسبت به آن نوشته شوند و از آن‌جا که در اهرم‌بندی تک نقطه‌ای که پیشتر معرفی شد، تمام وزن توسط یک پا تحمل می‌شود و مکانیزم ربات نیز بر این اساس طراحی شده است؛ بنابراین چنین تحلیلی می‌تواند قابل قبول باشد. متغیرهای دنویت- هارتنبرگ به صورت معکوس بازنویسی می‌شوند و در نهایت معادله دینامیکی به صورت رابطه (12) بازنویسی می‌شود.

$$\sum_{j=1}^{n} M_{ij}\ddot{q}_j + \sum_{j=1}^{n}\sum_{k=1}^{n} m_{ijk}\dot{q}_j\dot{q}_k + G_i + \sum_{i=1}^{n} F.J^{\mathrm{T}}q(i) = Q_i \qquad (12)$$

با توجه به نوع عملکرد ربات برای تحمل بخشی از وزن بدن، گشتاورهای مفاصل محاسبه شده است. برای این منظور با توجه به گیت حرکتی استخراج شده برای هر یک از مفاصل گشتاورهای هریک مفاصل به‌دست می‌آید. گیت‌های حرکتی انسان سالم در صفحه جانبی برای یک پا به صورت شکل 9 نشان داده شده است. در این شکل تغییرات زاویه هر یک از مفاصل در صفحه جانبی که به‌عنوان متغیرهای مفصلی در نظر گرفته استخراج و ترسیم شده است. با اختصاص دیاگرام‌های حرکتی برای متغیرهای مفصلی استخراج شده و همچنین سایر متغیرهای مفصلی به صورت حرکت‌های معین درجه پنج به دینامیک معکوس، مقادیر گشتاور مفاصل استخراج شده که در شکل‌های 16 و 17 نشان داده شده است. گشتاورهای مفاصل میانی (زانو) و بالایی (لگن) که برای حرکت ربات با در نظر گرفتن انسان به دست آمده است. از این گشتاورها به منظور انتخاب مناسب توان موتور استفاده می‌شود.

6- بررسی محدوده مجاز تغیر جرم کاربر و محدوده تغییر مرکز جرم و تأثیر آن بر گشتاورهای مفاصل و عملکرد ربات

جهت تعیین محدوده‌ای که کاربر مجاز است قرار گیرد و همچنین بررسی عملکرد ربات در استفاده توسط افراد مختلف نیاز است تا به بررسی تأثیر جابه‌جایی مرکز جرم کاربر بر عملکرد ربات پرداخته شود. برای این منظور نیروی اعمالی وزن که در مرکز جرم در نظر گرفته شده، در محدوده‌های مختلف جابه‌جا شده تا تأثیر آن بر گشتاور مفصل زانو که مفصل فعال ربات است مشاهده شود. ابتدا محدوده جرم از 20 تا 80 کیلوگرم تغییر داده شد و

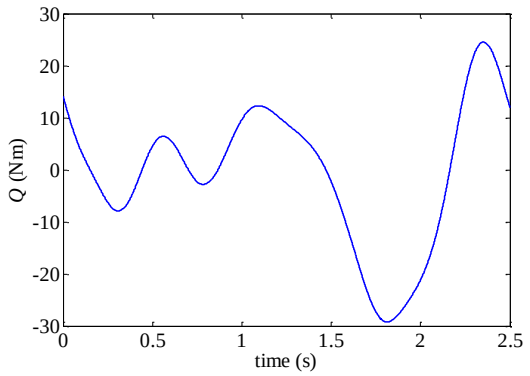

Fig. 16 Knee torque of robot

شکل 16 گشتاور مفصل زانو ربات

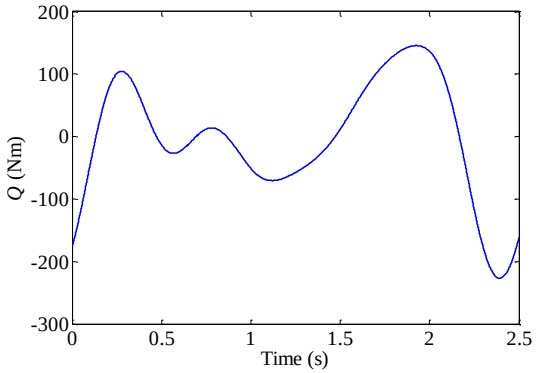

Fig. 17 Hip torque of robot

شکل 17 گشتاور مفصل ران ربات

گشتاور مفصل زانو ربات برای هر حالت مورد بررسی قرار گرفت که نتایج به صورت شکل 18 است. همان‌طور که در نمودار مشخص است گشتاور اعمالی مفصل زانو با افزایش وزن نیز باید به میزان قابل توجهی افزایش یابد. این میزان برای وزن 20 کیلوگرم دارای بیشترین مقدار 20 Nm است که این میزان به حدود 100 Nm برای وزن 80 کیلوگرم افزایش می‌یابد. محدودیت برای وزن زمانی به وجود می‌آید که موتورهای تعبیه شده نتواند گشتاور مورد نیاز برای حفظ وزن و برقراری تعادل را ایجاد کند.

برای بررسی قابلیت جابه‌جایی مرکز جرم کاربر، اثر این جابه‌جایی برای راستای شعاعی (بالا یا پایین بودن) و مماسی (جلوتر و یا عقب‌تر بودن) مرکز جرم روی صندلی مورد بررسی قرار گرفته است. این محدوده به نحوی است که مطابق با شکل 5 وقتی کاربر درست در مرکز صندلی قرار گیرد، زاویه و شعاع صفر است. زاویه 45 درجه از هر طرف و جابجایی شعاعی به میزان 15 سانتی‌متر تغییر می‌کند. نتایج برای کاربر 50 کیلوگرمی به صورت شکل 19 برای راستای مماسی و شکل 20 برای راستای شعاعی خواهد بود.

همان‌طور که مشاهده می‌شود تغییر زاویه، در ابتدا سبب کاهش و افزایش ناگهانی گشتاور اعمالی می‌شود که موجب بر هم خوردن تعادل کاربر در صورت عدم توانایی موتور در ایجاد قدرت مورد نیاز می‌شود. این تغییرات ناگهانی در انتهای بازه حرکتی بیشتر می‌شود که به دلیل بالاتر رفتن سرعت زاویه‌ای در سیکل حرکتی با توجه به وجود این ترم در معادله در نظر گرفته شده برای اصطکاک است.

برای تغییرات در راستای شعاعی، این جابه‌جایی به این صورت خواهد بود که جابه‌جایی صفر به معنی قرار یری مرکز جرم در محل تعیین شده و برای سایر موارد فاصله تا این نقطه مورد بررسی قرار گرفته است. گشتاور

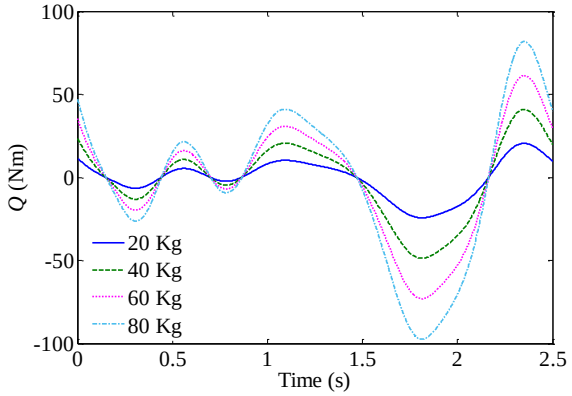

Fig. 18 Effect of mass variation on knee torque

شکل 18 بررسی اثر تغییر جرم بر گشتاور مفصل زانو

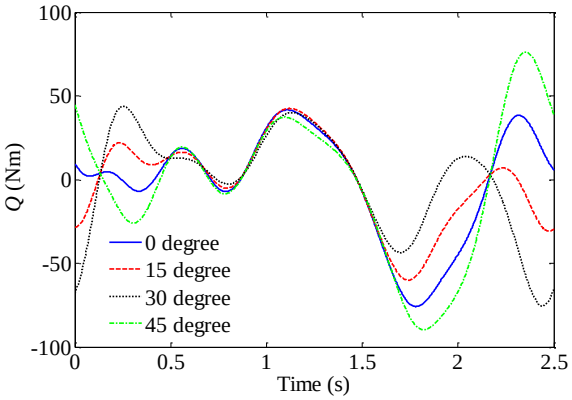

Fig. 19 Effect of tangential position variation of COM on knee torque

شکل 19 اثر تغییر مکان مرکز جرم در راستای مماسی روی گشتاور مفصل زانو

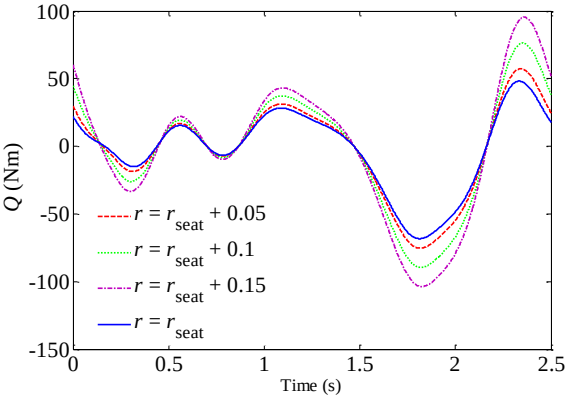

Fig. 20 Effect of radial position variation of COM on knee torque

شکل 20 بررسی اثر تغییر مکان مرکز جرم در راستای شعاعی بر روی گشتاور مفصل زانو

مفصل در حالتی که تغییر فاصله تا مرکز تعیین شده اعمال شده از الگوی مشخصی پیروی می‌کند که می‌تواند این امکان را برای کاربری با مرکز جرم بالاتر برای استفاده از ربات فراهم کند.

7- بررسی تأثیر اصطکاک بر گشتاورهای اعمالی و عملکرد ربات

اصطکاک در مفاصل عاملی است که می‌تواند بر عملکرد ربات در ایجاد نیروی کنترلی مورد نیاز تأثیر منفی داشته باشد؛ بنابراین به منظور بررسی تأثیر اصطکاک با استفاده از مدل اصطکاکی مطابق با رابطه (13) که ترکیبی از اصطکاک خشک و ویسکوز است در مفاصل ران و زانو و مچ اصطکاک اعمال

شده و تأثیر آن بر گشتاورهای اعمالی مفاصل بررسی شده است. ضرایب مربوط به این رابطه با استفاده از نتایج تجربی تعیین می‌شود.

$$T_{\text{friction}} = B\dot{\theta} + \frac{T_c 2}{pi}\text{Arctan}(\sigma\dot{\theta}) \quad (13)$$

نتایج به‌دست‌آمده برای مفصل زانو که در شکل 21 و همین طور مفصل ران که در شکل 22 نشان داده شده‌اند، بیانگر این است که وجود اصطکاک به ویژه در انتهای گیت حرکتی سبب تحمیل گشتاور اضافی بر مفصل شده است که در صورتی که این گشتاور به خوبی پیش‌بینی شود و همچنین کاهش یابد در حرکت متعادل انسان و ربات اشکالی به وجود نمی‌آورد و در غیر این صورت سبب ناپایداری ربات می‌شود. شکل 21 و 22 دارای سه قسمت است. شکل بالایی گشتاور اعمالی مفصل بدون اعمال تأثیر اصطکاک، شکل میانی گشتاور مفصل به همراه اصطکاک و پایینی گشتاور اصطکاکی اعمال شده با استفاده از رابطه (13) را نشان می‌دهد.

8- نتیجه‌گیری

در این مقاله طراحی جدید و نوآورانه‌ای از ربات‌های پوشیدنی با امکان تحمل وزن با نام ربوواک ارائه شد و براساس آن و با ساده‌سازی مدل ربات، مدل سینماتیکی با روش دنویت- هارتنبرگ و دینامیکی ربات با روش بازگشتی لاگرانژ به‌دست‌آمد. این مدل‌سازی‌ها با استفاده از نرم‌افزار ادامز مورد صحت‌سنجی قرار گرفت و نمودارهای صحت‌سنجی برای سینماتیک که شامل

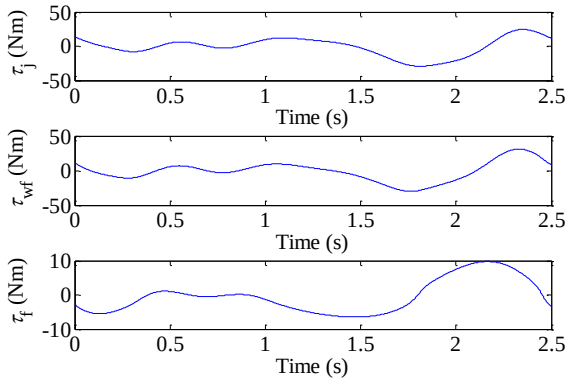

Fig. 21 Knee torque of robot Top) joint torque without friction Center) joint torque with friction bottom) friction torque

شکل 21 گشتاور مفصل زانو ربات بالا، گشتاور مفصل بدون اصطکاک وسط، گشتاور مفصل زانو به همراه اصطکاک پایین، گشتاور اصطکاکی

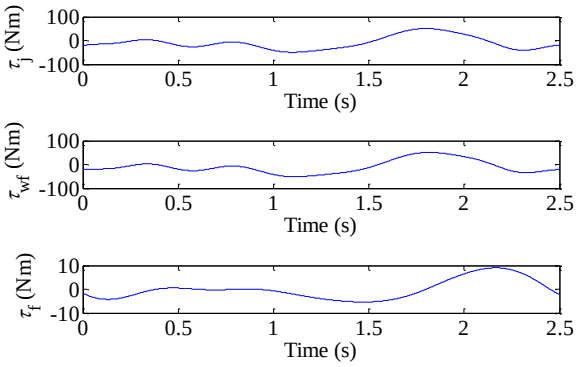

Fig. 22 Hip torque of robot Top) joint torque without friction Center) joint torque with friction bottom) friction torque

شکل 22 گشتاور مفصل ران ربات بالا، گشتاور مفصل بدون اصطکاک وسط، گشتاور مفصل زانو به همراه اصطکاک پایین، گشتاور اصطکاکی

موقعیت، سرعت و شتاب خطی مرکز جرم پا بود و همچنین با دقت برای دینامیک که شامل گشتاور اعمالی مفصل ران بود، با دقت بالا ارائه شد. پس از آن که صحت مدل‌ها بررسی شد با استفاده از آن‌ها به شبیه‌سازی عملکرد ربات پرداخته‌شد. برای این منظور گیت حرکتی پایدار انسان سالم استخراج و برای حرکت ربات تعریف شد. با استفاده از این طراحی مسیر ابتدا مبنای طراحی یعنی ایجاد نیروی کمکی در راستای مرکز فشار به مرکز جرم بررسی شد و با مقایسه راستای نیروی کمکی با راستای مطلوب تحقق آن با دقت 0.02 رادیان مورد تأیید قرار گرفت. پس از آن مقادیر گشتاور هر یک از مفاصل با کمک گرفتن از دینامیک معکوس برای چنین گیت حرکتی استخراج شد. برای بررسی تأثیر تغییر جرم کاربر و تغییر مکان مرکز جرم کاربر در دو جهت مماسی و عمودی، شبیه‌سازی با اعمال نیروی وزن انجام گرفت و محدوده مجاز برای تغییر جرم و مکان مرکز جرم به‌دست‌آمد که برای بهره‌برداری مناسب از ربات ضروری است. این محدوده برای تغییر جرم از 20 تا 80 کیلوگرم و برای جابه‌جایی در راستای شعاعی به میزان 0.15 متر و در راستای مماسی برای 45 درجه تغییر بررسی شد. در انتها نیز تأثیر وجود اصطکاک در مفاصل مورد بررسی قرار گرفت و تأثیر منفی آن به ویژه در انتهای گیت حرکتی به خوبی نشان داده شد.

9- فهرست علایم

a_{i-1}	فاصله بین محورهای z_i و z_{i-1} اندازه‌گیری‌شده در راستای x_i
d_i	فاصله بین محورهای x_{i-1} و x_i اندازه‌گیری‌شده در راستای z_i
COM_i	طول مرکز جرم عضو i، (m)
F_y	نیروی عمودی در لغزنده لینک بالایی، (N)
F_z	نیروی عمودی در لغزنده لینک بالایی، (N)
F	نیروی خارجی اعمال شده بر ربات، (N)
G_i	ماتریس نیروهای گرانشی
${}^{o}I_i^{ci}$	ماتریس اینرسی هر یک از عضوها در دستگاه مرجع
J_v	ماتریس ژاکوبین خطی
J_ω	ماتریس ژاکوبین دورانی
J	ماتریس ژاکوبین
l_i	طول عضو i، (m)
M_{ij}	ماتریس مثبت معین اینرسی ربات
m_{ijk}	ماتریس نیروهای کریولیس و مرکزگرا
${}^{8}P_E^8$	موقعیت مجری نهایی بیان شده در دستگاه متصل به آن
q_i	متغیر مفصلی i، (rad)
Q_i	ماتریس نیروها و گشتاورهای مفاصل
T_{friction}	گشتاور اصطکاکی، (Nm)
${}^{i-1}T_i$	ماتریس تبدیل همگن i نسبت به $i-1$
X_E	موقعیت مجری نهایی بیان شده در دستگاه مرجع

علایم یونانی

α_{i-1}	زاویه بین محورهای x_{i-1} و x_i اندازه‌گیری‌شده حول z_i
θ_i	زاویه بین محورهای z_i و z_{i-1} اندازه‌گیری‌شده حول x_i
θ_{desired}	راستای مطلوب اعمال نیروی کمکی
τ	گشتاور اعمالی مفاصل، (Nm)

بالانویس‌ها

T معکوس ماتریس

زیرنویس‌ها

E مجری نهایی

v خطی

ω دورانی

10- مراجع

[1] A. M. Dollar, H. Herr, Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art, *Robotics, IEEE Transactions on*, Vol. 24, No. 1, pp. 144-158, 2008.

[2] N. Yagn, Apparatus for facilitating walking, US Patent No. 420179, 1890.

[3] R. S. Mosher, *Handyman to hardiman*, No. 670088. SAE Technical Paper.

[4] M. Vukobratovic, A. Frank, D. Juricic, On the stability of biped locomotion, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. BME-17, No . 1, pp. 25-36, 1970.

[5] G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier, V. Dietz, Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis, *Rehabilitation Research and Development*, Vol. 37, No. 6, pp. 693-700, 2000.

[6] J. F. Veneman, R. Kruidhof, E. E. Hekman, R. Ekkelenkamp, E. H. Van Asseldonk, H. Van Der Kooij, Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation, *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, Vol. 15, No. 3, pp. 379-386, 2007.

[7] D. Sanz-Merodio, M. Cestari, J. C. Arevalo, X. Carrillo, E. Garcia, Generation and control of adaptive gaits in lower-limb exoskeletons for motion assistance, *Advanced Robotics*, Vol. 28, No. 5, pp. 329-338, 2014.

[8] A. Esquenazi, M. Talaty, A. Packel, 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.

[9] A. B. Zoss, H. Kazerooni, A. Chu, Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX), *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, Vol. 11, No. 2, pp. 128-138, 2006.

[10] E. Guizzo, H. Goldstein, The rise of the body bots [robotic exoskeletons], *Spectrum, IEEE*, Vol. 42, No. 10, pp. 50-56, 2005.

[11] C. J. Walsh, K. Endo, H. Herr, A quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation, *Humanoid Robotics*, Vol. 4, No. 03, pp. 487-506, 2007.

[12] H. Kawamoto, Y. Sankai, Power assist system HAL-3 for gait disorder person, *Computers Helping People with Special Needs*, Kawamoto, Hiroaki, and Yoshiyuki Sankai. *International Conference on Computers for Handicapped Persons*, Springer Berlin Heidelberg, 2002.

[13] K. Yasuhara, K. Shimada, T. Koyama, T. Ido, K. Kikuchi, Y. Endo, Walking assist device with stride management system, *Honda R&D Technical Review*, Vol. 21, No. 2, pp. 54-62, 2009.

[14] E. Commission. *Population structure and ageing*, Accessed on 26 March 2017; http://epp.eurostat.ec.europa.eu/statistics_explained/index.php/Population_structure_and_ageing.

[15] United Nations, Department of Economic and Social Affairs, Population Division *World Population Ageing*, Vol. ST/ESA/SER, pp. A/390, 2015.

[16] T. Yan, M. Cempini, C. M. Oddo, N. Vitiello, Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons, *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 64, Issue C, pp. 120-136, 2015.

[17] H. Bugle, T. Limbird, Electromyographic gait assessment, Part 2: Preliminary assessment of hemiparetic synergy patterns, Vol. 24, No. 2, pp. 24-30, 1987.

[18] M. P. Murray, A. B. Drought, R. C. Kory, Walking patterns of normal men, *Bone & Joint Surgery- American Volume*, Vol. 46, No. 2, pp. 335-360, 1964.

[19] F. Casolo, S. Cinquemani, M. Cocetta, On active lower limb exoskeletons actuators, *Proceeding of the 5th International Symposium on Mechatronics and its Applications*, Amman, Jordan, May 27-29,2008

[20] A. M. Dollar, H. Herr, Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 24, No. 1, pp. 144-158, 2008.

[21] W. Lutz, W. Sanderson, S. Scherbov, The end of world population growth, *Nature*, Vol. 412, No. 6846, pp. 543-545, 2001.

[22] W. H. Finger, H. H. Asada, Design and control of an active mattress for moving bedridden patients, *Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Detroit, Michigan, May 24-26, 1999.

[23] A. A. M. Nasrabadi, F. Absalan, S. A. A. Moosavian, Design, kinematics and dynamics modeling of lower-limb walking assistant robot, *Proceedings of The 4th International Conference on Robotics and Mechateronics*, Tehran, Iran, Oct 25-27, 2016.

[24] Y. Ikeuchi, J. Ashihara, Y. Hiki, H. Kudoh, T. Noda, Walking assist device with bodyweight support system, *Proceeding of the 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, St. Louis, USA, pp. 4073-4079. 2009.

[25] M. Vukobratović, B. Borovac, Zero-moment point—thirty five years of its life, *Humanoid Robotics*, Vol. 1, No. 01, pp. 157-173, 2004.

[26] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, pp. 154-168, New York: John Wiley & Sons, 2009.

[27] C. J. Walsh, *Biomimetic design of an under-actuated leg exoskeleton for load-carrying augmentation*, PhD Thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2006.