



طراحی و پیاده‌سازی سخت افزاری پیش‌بینی کننده مسیر و کنترلر حالت لغزشی نمایی برای یک ربات اسکلت خارجی زانو

کاوه کمالی¹، علی اکبر اکبری^{2*}، علیرضا اکبرزاده³

1- دانشجوی دکتری، مهندسی مکانیک، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد

2- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد

3- استاد، مهندسی مکانیک، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد

* مشهد، صندوق پستی 9177948944، akbari@um.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 29 دی 1394

پذیرش: 17 اردیبهشت 1395

ارائه در سایت: 25 خرداد 1395

کلید واژگان:

ربات اسکلت خارجی

برخاستن از روی صندلی

پیش‌بینی مسیر

مسیرهای بنیادین دینامیکی

کنترل کننده حالت لغزشی نمایی

چکیده

در این مقاله به طراحی و ساخت یک ربات اسکلت خارجی زانو پرداخته شده است. ربات مورد نظر، با هدف کمک به حرکت برخاستن از روی صندلی، برای انسان‌هایی که در اندام پایین‌تنه دچار ضعف و یا اختلال حرکتی هستند طراحی شده است. در بخش تولید مسیر ربات، یک روش جدید پیشنهاد شده که با استفاده از یک کتابخانه‌ی مسیرهای از قبل آماده شده و بر اساس شرایط اولیه نشستن فرد، مسیر حرکت نشسته-به-ایستاده او را پیش‌بینی می‌کند. این روش از تئوری "مسیرهای بنیادین دینامیکی" برای تخمین مسیر استفاده می‌کند. روش پیش‌بینی مسیر پیشنهادی، بر روی یک کتابخانه از مسیرها که در آزمایشگاه تحلیل حرکتی انسان بدست آمده است، آزمایش شده و کارایی آن تأیید شد. در مرحله‌ی بعد، یک کنترلر کننده‌ی حالت لغزشی نمایی برای هدایت ربات در امتداد مسیر پیش‌بینی شده، به‌کار گرفته شده و مجموعه تولید کننده‌ی مسیر و کنترلر بر روی ربات اسکلت خارجی پیاده‌سازی سخت‌افزاری شدند. برای پیاده‌سازی سخت‌افزاری از جعبه‌ابزار اکس-پی-سی-تارگت در نرم‌افزار متلب و یک کارت انتقال داده استفاده شده است. در نهایت، کارایی ربات بر روی یک فرد سالم، آزمایش شد. از فرد مورد آزمایش خواسته شد، در حالی که ربات را پوشیده است، چندین بار عمل برخاستن از روی صندلی را از شرایط اولیه نشستن مختلف، انجام دهد. نتایج بدست آمده نشان می‌دهد که متوسط توان اعمال شده توسط زانوی فرد، برای حرکت نشسته-به-ایستاده، در حالتی که ربات اسکلت خارجی به او کمک می‌کند بسیار کمتر از حالتی است که فرد از کمک ربات استفاده نمی‌کند.

Implementation of a trajectory predictor and an exponential sliding mode controller on a knee exoskeleton robot

Kaveh Kamali, Ali Akbar Akbari*, Alireza Akbarzadeh

Department of Mechanical Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran

* P.O.B. 9177948944 Mashhad, Iran, akbari@um.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 19 January 2016
Accepted 06 May 2016
Available Online 14 June 2016

Keywords:
Exoskeleton Robot
Sit-to-stand Movement
Trajectory Prediction
Dynamic Movement Primitives
Exponential Sliding Mode Controller

ABSTRACT

In this article, design and hardware development of a knee exoskeleton robot is discussed. The robot aims to help the individuals with lower extremity weakness or disability during the sit-to-stand movement. In the trajectory generation phase, a new method is proposed which uses a library of sample trajectories to predict the sit-to-stand movement trajectory based on the initial sitting conditions of the user. This method utilizes the theory of "dynamic movement primitives" to estimate the sit-to-stand trajectory. The trajectory generation method is tested on a library of human motion data which has been obtained in a laboratory of motion analysis. In the next step, an exponential sliding mode controller is used to guide the robot along the predicted trajectory. The controller and the trajectory generator are implemented on the exoskeleton robot. For the hardware development, the xPC Target toolbox of MATLAB software and a data acquisition card was used. Finally, the robot was tested on a male adult. The subjects were asked to wear the robot while doing several sit-to-stand movements from various sitting positions. According to the results, the average power which is required to be applied by the user's knee is less when the exoskeleton assists him.

1- مقدمه

سختی انجام شود و یا حتی غیرممکن باشد. به‌تازگی، پژوهش‌های قابل توجهی در زمینه کاربردهای ربات‌های اسکلت خارجی¹ در کمک به افراد کم-توان و یا ناتوان در انجام فعالیت‌های روزانه انجام شده است [1-3]. ربات اسکلت خارجی یک ربات با ساختار شبیه به اندام انسان است که توسط فرد

حرکت از حالت نشسته به ایستاده یکی از مهمترین فعالیت‌های فیزیکی روزانه انسان می‌باشد. با وجود اینکه این عمل برای افراد سالم و جوان یک حرکت بسیار ساده و معمولی است، در افراد مسن و یا افرادی که نارسایی-هایی در اندام‌های حرکتی پایین‌تنه خود دارند این عمل ممکن است به

¹ Exoskeleton Robots

Please cite this article using:

K. Kamali, A. A. Akbari, A. Akbarzadeh, Implementation of a trajectory predictor and an exponential sliding mode controller on a knee exoskeleton robot, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 16, No. 6, pp. 79-90, 2016 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

K. Kamali, A. A. Akbari, A. Akbarzadeh, Implementation of a trajectory predictor and an exponential sliding mode controller on a knee exoskeleton robot, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 16, No. 6, pp. 79-90, 2016 (in Persian)

متفاوت هستند، به کار برد. در این مقاله، روش پیشنهاد شده توسط اوده و همکارانش به گونه‌ای اصلاح شده است که بتوان آن را برای تولید مسیر جدید با شرایط اولیه متفاوت هم به کار برد. همچنین برای تخمین سرعت مسیر نیز روش جدیدی ارائه شده است. سپس این روش برای پیش‌بینی مسیر حرکت انسان در حرکت نشسته-به-ایستاده به کار گرفته شده است. مسیر پیش‌بینی شده به عنوان مسیر مرجع کنترل کننده به ربات اسکلت خارجی زانو داده می‌شود تا به حرکت فرد کمک کند.

برای کنترل ربات اسکلت خارجی در راستای مسیر پیش‌بینی شده، به یک روش کنترل ردیابی مسیر که قابل اطمینان و مناسب برای دینامیک غیرخطی ربات و بدن انسان باشد، نیاز است. علاوه بر این، مقاوم بودن کنترل کننده برای مقابله با عدم قطعیت، به عنوان مثال عدم قطعیت‌های ناشی از مدل غیردقیق بدن انسان، مهم می‌باشد. یکی از کنترل کننده‌هایی که به لحاظ نظری می‌تواند تضمین کند عمل ردیابی مسیر حتی با وجود تغییر پارامترها یا عدم قطعیت مدل، با دقت مورد نظر انجام می‌شود، کنترل حالت لغزشی می‌باشد. اما این کنترل کننده در کاربردهای عملی، معمولاً دچار نوعی فعالیت‌های بالای ارتعاشی نامطلوب به نام چترینگ⁴ می‌شود. در این مقاله از یک کنترل کننده‌ی حالت لغزشی نمایی⁵ برای کنترل ربات اسکلت خارجی استفاده شده است. این کنترل کننده که توسط فلاحا و همکارانش [6] معرفی شده است، در عمل کاهش قابل توجهی در چترینگ می‌دهد و عملکرد ردیابی مناسبی نیز ارائه می‌دهد.

نوآوری‌های این مقاله را می‌توان به صورت زیر خلاصه کرد:

1- برای اولین بار ادعا شده است که می‌توان شکل و سرعت مسیر نشسته-به-ایستاده انسان را به صورت تابعی از شرایط اولیه نشستن ارائه کرد. این ادعا بر روی داده‌های آزمایشگاهی حرکت نشسته-به-ایستاده انسان آزمایش شده و صحت آن تأیید شد.

2- برای اولین بار با استفاده از یک کتابخانه مسیرهای از پیش اندازه‌گیری شده و با توجه به شرایط شروع حرکت، برای ربات اسکلت خارجی مسیر مناسب تولید شده است. مزیت این روش آن است که در ضمن اینکه به کاربر آزادی عمل در حرکت داده شده است، تضمین می‌کند مسیر تولید شده شباهت زیادی به مسیرهای موجود در کتابخانه دارد. بنابراین اگر مسیرهای کتابخانه قابل اعتماد باشند (برای مثال با نظارت یک فیزیوتراپیست تهیه شده باشند)، مسیر تولید شده نیز تا حد زیادی قابل اعتماد است.

3- همان‌طور که پیشتر گفته شد، اوده و همکارانش روشی را برای تعمیم دادن مسیر حرکت دست ربات انسان نما با شروع از شرایط اولیه یکسان ارائه داده بودند [5]. در این مقاله روش آنها اصلاح شد تا بتوان آن را برای تعمیم مسیرهایی با شرایط اولیه متفاوت نیز استفاده کرد. سپس با تغییر کاربری، از آن برای پیش‌بینی مسیر نشسته-به-ایستاده انسان استفاده شد. علاوه بر این، در این مقاله از یک روش متفاوت برای تخمین سرعت مسیر استفاده شده است.

4- تمام مراحل طراحی و ساخت ربات اسکلت خارجی زانو و محرک خطی منعطف آن، توسط نویسنده در دانشگاه فردوسی مشهد انجام شده است. همچنین، تولید کننده‌ی مسیر پیشنهادی به همراه کنترل کننده‌ی حالت لغزشی نمایی بر روی ربات پیاده‌سازی سخت‌افزاری شده است.

ادامه مقاله بدین شرح خواهد بود: در بخش دوم ساختار مکانیکی ربات اسکلت خارجی و محرک خطی منعطف معرفی شده، سپس یک مدل دو

پوشیده می‌شود تا بتواند با انتقال توان مکانیکی، به حرکت فرد کمک کند و یا قدرت او را تقویت کند.

ربات‌های اسکلت خارجی دارای کاربردهای گسترده‌ای از جمله: کاربرد-های نظامی، حمل بار، فیزیوتراپی و کمک-حرکتی می‌باشند. در این مقاله ربات اسکلت خارجی پایین تنه با کاربرد کمک-حرکتی مورد نظر است. بیشتر روش‌های کنترلی که تاکنون برای ربات‌های اسکلت خارجی کمک-حرکتی ارائه شده است نیاز به یک روش تولید و یا پیش‌بینی مسیر حرکت انسان دارند. یکی از روش‌های مرسوم برای پیش‌بینی حرکت فرد، استفاده از سیگنال‌های بیولوژیکی بدن (برای مثال سیگنال‌های الکترومایوگرام¹) می‌باشد [2]. مزیت این روش این است که نیاز به مدل دقیق دینامیکی بدن ندارد. ولی نصب سنسورها بر روی بدن وقت‌گیر و دشوار است. علاوه بر این، داده‌های گرفته شده از این سنسورها دارای اغتشاش زیادی می‌باشند. به عنوان یک نمونه دیگر از روش‌های کمک-حرکتی می‌توان به روشی اشاره کرد که کاربر را مجبور می‌کند در یک مسیر مشخص از پیش تعیین شده حرکت کند [3]. این روش نسبتاً کارایی خوبی دارد، اما قابلیت انعطاف کمی دارد و فرد مجبور است فقط در مسیری که از پیش تعیین شده است حرکت کند. یکی دیگر از روش‌های پیش‌بینی مسیر حرکت انسان، روش‌های تطبیقی هستند که در آن ربات بر اساس حرکت‌های قبلی فرد حرکت آینده او را پیش‌بینی کرده و به او کمک می‌کند. یکی نمونه از روش‌های تطبیقی استفاده از "تولید کننده نوسان مرکزی"² می‌باشد. برای مثال، راس و همکارانش [4] یک کنترل کننده تطبیقی بر پایه نوسانگر ارائه دادند که می‌تواند پس از اعمال بر روی ربات اسکلت خارجی، در راه رفتن به فرد کمک کند. با وجود اینکه روش تولید کننده نوسان مرکزی در پیش‌بینی مسیر حرکت انسان نسبتاً موفق بوده‌است، اما این روش تنها برای حرکت‌های متناوب مثل راه رفتن کارایی دارد و از طرف دیگر در طی زمانی که هنوز تطبیق پذیری کاملاً انجام نشده است (سه الی چهار سیکل حرکتی) ربات نمی‌تواند به فرد کمک کند.

در این مقاله ایده‌ای جدید برای پیش‌بینی مسیر نشسته-به-ایستاده فرد ارائه شده است. در این روش با استفاده از یک کتابخانه‌ی مسیرهای از قبل آماده شده و بر اساس شرایط اولیه، مسیر حرکت انسان پیش‌بینی می‌شود. این ایده بر پایه این فرضیه است که شکل و مسیر حرکت نشسته-به-ایستاده انسان وابسته به شرایط اولیه نشستن است. یعنی اگر حالت نشستن فرد عوض شود، شکل و سرعت حرکت نشسته-به-ایستاده او نیز عوض خواهد شد. پس نتیجه می‌شود که اگر کتابخانه‌ای از حرکت‌های نشسته-به-ایستاده در اختیار باشد، بر اساس شرایط اولیه مسیر می‌توان تصمیم گرفت که کدام مسیر برای برخاستن مناسب است. اما اگر شرایط اولیه مورد نظر دقیقاً مطابق با یکی از شرایط اولیه موجود در کتابخانه نباشد، نیاز به یک میان‌یابی است. برای این میان‌یابی از روشی استفاده شده که توسط اوده و همکارانش [5] معرفی شده است. آنها با استفاده از "تئوری مسیرهای بنیادین دینامیکی"³ روشی را ارائه دادند که با داشتن یک کتابخانه‌ی مسیرهای از پیش تعیین شده می‌تواند مسیرهای جدیدی را برای حرکت دست ربات انسان‌نما تولید کند. در روش پیشنهادی آنها، فرض شده است که همه مسیر-ها از نقطه مشابه شروع و به نقاط هدف متفاوت ختم می‌شوند. عیب این روش این است که نمی‌توان آن را برای مسیرهایی که دارای شرایط اولیه

¹ Electromyogram signals

² Central Pattern Generator

³ Dynamic Movement Primitives

⁴ Chattering

⁵ Exponential Sliding Mode Controller

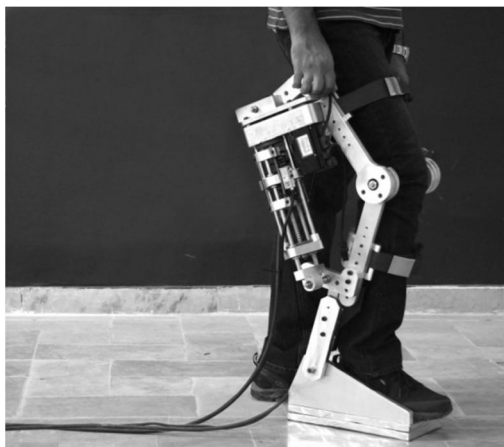


Fig. 1 Knee exoskeleton which is designed in FUM robotic lab

شکل 1 ربات اسکلت خارجی زانو ساخته شده در آزمایشگاه رباتیک دانشگاه فردوسی مشهد

جدول 1 مشخصات محرک خطی منعطف سری

Table 1 Specifications of the LSEA

2.5 mm/rot	نسبت انتقال حرکت چرخشی موتور به حرکت خطی بال-اسکرو
5 mm	گام بال-اسکرو
50000 N/m	سختی مجموعه فنرها
1000 N	حداکثر نیروی خروجی
125 mm/s	حداکثر سرعت خطی
±0.04 mm	دقت انکودر خطی

تعبیه شده است که زاویه این مفصل را اندازه‌گیری کرده و به کنترل کننده می‌فرستد. بر روی هر یک از لینک‌های ربات یک تسمه پارچه‌ای متصل شده است تا هر لینک را به عضو متناظر بدن کاربر متصل کند. به علاوه یک عدد سنسور نیرو در قسمت کف پای ربات تعبیه شده است که نیروی عکس‌العمل زمین به کف پا را اندازه‌گیری نماید.

2-3- مدل سینماتیکی و دینامیکی مجموعه بدن انسان و ربات اسکلت خارجی

پژوهش‌های گذشته نشان داده است که بدن انسان در طی عمل برخاستن از روی صندلی فرم متقارنی دارد [8,7]. در نتیجه استفاده از یک مدل دو بعدی برای مدل سازی دینامیک بدن در این حرکت منطقی به نظر می‌رسد. در حین عمل برخاستن، ساختار بدن انسان را می‌توان با سه لینک صلب (ساق پا، ران پا و بالاتنه) مدل کرد [9]. ربات، موازی با بدن کاربر حرکت می‌کند، بنابراین فرض می‌شود که هر لینک ربات اسکلت خارجی به صورت صلب به عضو متناظر خود در بدن انسان متصل شده است. در نتیجه، در مدل دینامیکی ما جرم و اینرسی ساق پا نماینده جرم و اینرسی هر دو ساق پای انسان و عضو متناظر در ربات می‌باشد. همچنین، در این مدل لینک ران پا نماینده هر دو ران پای انسان و عضو متناظر در ربات می‌باشد. مجموعه بدن انسان، اسکلت خارجی زانو و محرک خطی منعطف را می‌توان با یک مکانیزم صفحه‌ای 4 درجه آزادی در صفحه سجتال³ مدل کرد که شامل یک حلقه بسته سینماتیکی می‌شود. مدل ساده‌سازی شده مجموعه بدن انسان و ربات در شکل 3(a) نمایش داده شده است. در شکل 3(b) مدل ساده‌سازی شده ربات اسکلت خارجی به تنهایی نمایش داده شده است.

بعدی دینامیکی از ربات اسکلت خارجی و بدن انسان ارائه شده است. بخش سوم به معرفی روش تولید مسیر می‌پردازد. در بخش چهارم از روش تولید مسیر پیشنهاد شده برای پیش‌بینی مسیر حرکت انسان در برخاستن از حالت نشسته استفاده شده و این روش بر روی داده‌های آزمایشگاهی بررسی شده است. بخش پنجم به توصیف کنترل کننده حالت لغزشی نمایی و روش پیاده سازی سخت افزاری آن بر روی ربات می‌پردازد. در بخش ششم شرح آزمایش ربات بر روی یک انسان و نتایج بدست آمده از آزمایش ارائه شده‌اند و در بخش هفتم نتیجه‌گیری انجام شده است.

2- ساختار ربات اسکلت خارجی و مدل دینامیکی آن

در این بخش به شرح ساختار ربات ساخته شده و مدل دینامیکی آن پرداخته می‌شود. ربات اسکلت خارجی زانو که در آزمایشگاه رباتیک دانشگاه فردوسی مشهد طراحی و ساخته شده است (شکل 1)، یک ربات اسکلت خارجی یک درجه آزادی می‌باشد که برای کمک به حرکت زانوی فرد طراحی و ساخته شده است. این ربات شامل یک "محرک خطی منعطف سری"¹ می‌باشد، که نیروی لازم برای حرکت ربات را تأمین می‌کند. محرک مورد نظر نیز در دانشگاه فردوسی مشهد طراحی و ساخته شده است.

2-1- ساختار محرک خطی منعطف سری

همان‌طور که در شکل 2(a) نمایش داده شده است، محرک خطی منعطف سری حرکت چرخشی سروو موتور را توسط یک بال-اسکرو² به حرکت خطی تبدیل می‌کند و توسط یک مجموعه فنر به خروجی انتقال می‌دهد. فنر باعث می‌شود که این محرک دارای امپدانس مکانیکی پایینی در خروجی خود باشد. امپدانس مکانیکی پایین در خروجی محرک خطی منعطف به ربات اسکلت خارجی این امکان را می‌دهد تا بتواند کنترل دقیقتر و پایدارتری بر روی نیروی اعمال شده به بدن انسان داشته باشد. علاوه بر این از اعمال ضربه‌های ناگهانی به پای فرد جلوگیری می‌شود. یک عدد انکودر خطی مغناطیسی بر روی مجموعه فنر تعبیه شده است که تغییر طول فنر را در زمان اعمال نیرو توسط محرک اندازه‌گیری می‌کند. همان‌طور که در شکل 2(b) نشان داده شده است، انکودر خطی شامل یک نوار مغناطیسی و یک سنسور مغناطیسی می‌باشد که با حرکت سنسور بر روی نوار جابجایی نسبی آنها اندازه‌گیری می‌شود. با اندازه‌گیری تغییر طول فنر می‌توانیم اختلاف حرکت خروجی محرک خطی منعطف نسبت به خروجی بال-اسکرو و همچنین تخمینی از نیروی خروجی محرک خطی منعطف را داشته باشیم. در جدول 1 مشخصات محرک خطی منعطف که در این ربات استفاده شده است مشاهده می‌شود.

2-2- ساختار ربات

ربات اسکلت خارجی زانو تشکیل شده از سه لینک (موازی با ران، ساق پا و کفپا) که با دو مفصل چرخشی به یکدیگر متصل شده‌اند؛ یک مفصل برای حرکت زانو و دیگری برای حرکت مچ پا در نظر گرفته شده است. محرک خطی منعطف از یک سمت به بخش ران ربات و از یک سمت به بخش ساق پای ربات متصل شده است. تغییر طول محرک خطی منعطف باعث می‌شود که مفصل زانو ربات باز و بسته شود. مفصل مچ پا غیر محرک می‌باشد و صرفاً برای اندازه‌گیری چرخش مچ پا و همچنین برای انتقال نیروی وزن ربات به زمین در نظر گرفته شده است. یک انکودر زاویه‌ای مطلق بر روی این مفصل

¹ Linear Series Elastic Actuator (LSEA)

² Ball-Screw

³ Sagittal Plane

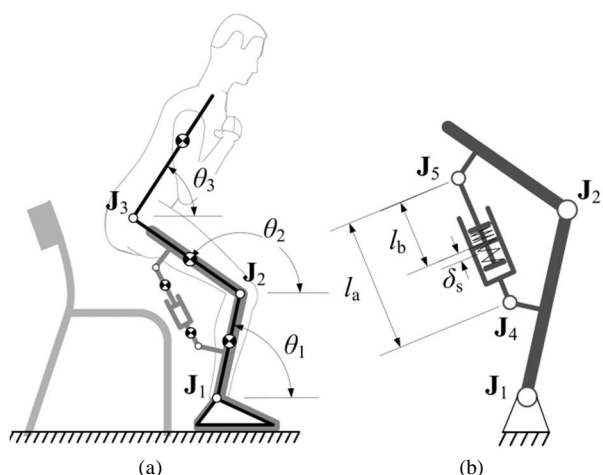


Fig. 3 (a) Kinematic model of the human-exoskeleton system; (b) kinematic model of the knee exoskeleton

شکل 3 (a) مدل سینماتیکی دو بعدی مجموعه ربات اسکلت خارجی و بدن انسان؛ (b) مدل سینماتیکی ربات اسکلت خارجی زانو

3- پیش‌بینی حرکت‌های غیر تناوبی بر اساس شرایط اولیه

همان‌طور که پیشتر اشاره شد، اوده و همکارانش [5] روشی را برای تولید مسیرهای تناوبی و غیرتناوبی بر اساس هدف مسیر ارائه دادند و آن را برای تولید مسیر حرکت دست ربات انسان‌نما به‌کار بردند. آنها از تئوری مسیرهای بنیادین دینامیکی برای این کار استفاده نمودند. روش پیشنهادی آنها، از یک کتابخانه مسیرهای از پیش آماده شده (مسیرهای آموزش) برای تولید یک مسیر جدید بر اساس هدف جدید استفاده می‌نماید. در این مقاله پس از تغییر کاربری، این روش برای پیش‌بینی مسیر حرکت نشسته-به-ایستاده انسان استفاده شده است. در روش پیشنهادی آنها فرض شده است که تمامی مسیرها از یک نقطه اولیه مشابه شروع می‌شوند. در این فصل این روش اصلاح شده است، تا بتوان آن را برای مسیرهایی که از شرایط اولیه متفاوت شروع می‌شوند نیز به کار گرفت. ابتدا تئوری مسیرهای بنیادین دینامیکی معرفی می‌شود.

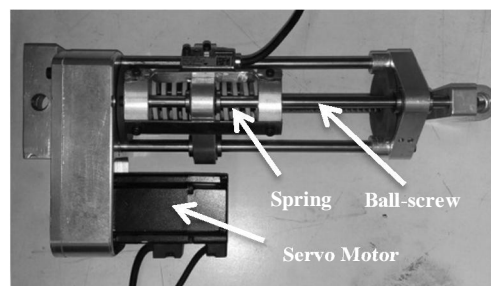
3-1- معرفی روش مسیرهای بنیادین دینامیکی

روش مسیرهای بنیادین دینامیکی برای اولین بار توسط ایسپیرت و همکارانش [12,11] پیشنهاد شد. آنها معادله‌های بنیادین دینامیکی را به صورت دستگاه معادله‌های دیفرانسیل مرتبه دو (4) ارائه دادند [11]:

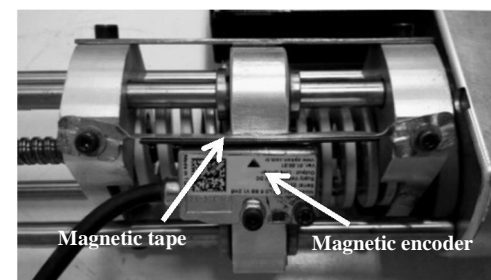
$$\begin{cases} \eta \dot{z} = \alpha_z (\beta_z (y_{\text{goal}} - y) - z) + f(x) \\ \eta \dot{y} = z \end{cases} \quad (4)$$

برای ساده‌سازی، تنها یک درجه آزادی (v) در معادله‌های فوق در نظر گرفته شده است. اما این معادلات به سادگی برای چندین درجه آزادی قابل تعمیم هستند. متغیرهای y_{goal} و η هدف نهایی و ثابت زمانی مسیر می‌باشند. انتخاب مقدار مناسب برای پارامترهای ثابت α_z ، β_z و $\eta > 0$ (به عنوان مثال، $\alpha_z = 4\beta_z$) این سیستم را به یک نقطه جذب خاص در $y = y_{\text{goal}}$ و $z = 0$ سوق می‌دهد. در سراسر این مقاله مقادیر $\alpha_z = 25$ و $\beta_z = 25/4$ استفاده شده‌اند. همچنین، تابع $f(x)$ به صورت یک ترکیب خطی از توابع پایه-شعاعی¹ در نظر گرفته شده است [12]، که تقریب هر مسیر غیر تناوبی را با انتگرال‌گیری از دسته معادله‌های (4) مقدر می‌سازد. تابع $f(x)$ به صورت

¹ Radial-basis



(a)



(b)

Fig. 2 (a) The linear series elastic actuator (LSEA) which is designed in FUM robotic lab; (b) Magnetic linear encoder in the LSEA.

شکل 2 (a) محرک خطی منعطف سری ساخته شده در آزمایشگاه رباتیک دانشگاه فردوسی مشهد؛ (b) انکودر خطی مغناطیسی، استفاده شده در محرک خطی منعطف

برای استخراج معادله‌های دینامیکی سیستم مورد نظر، روش لاگرانژ [10] به کار گرفته شده است. مجموعه این سیستم دینامیکی را می‌توان با 5 مختصات تعمیم یافته، q_k ($k = 1, \dots, 5$)، به شرح روابط (1) توصیف کرد:

$$\begin{cases} q_1 = \theta_1 \\ q_2 = \theta_2 - \theta_1 \\ q_3 = \theta_3 - \theta_2 \\ q_4 = l_b \\ q_5 = \delta_s \end{cases} \quad (1)$$

که در آن l_b نشان دهنده حرکت خطی بال-اسکرو و δ_s فشردگی فنر در محرک خطی منعطف است. این سیستم شامل یک قید هندسی است. در نتیجه تعداد درجات آزادی سیستم برابر است با $4 = 5 - 1$. بنابراین یکی از مختصات‌های تعمیم یافته، وابسته است. در اینجا، میزان فشردگی فنر (q_5) به عنوان مختصات تعمیم یافته وابسته در نظر گرفته شده است. پس از حل معادلات لاگرانژ، معادله دینامیک معکوس مجموعه ربات اسکلت خارجی و بدن انسان به شرح رابطه (2) بدست می‌آید:

$$F = M(q)\ddot{q}^a + C(q, \dot{q})\dot{q}^a + G(q) \quad (2)$$

که در آن $q^a = [q_1, \dots, q_4]^T$ بردار مختصات‌های تعمیم یافته مستقل است. $M(q)$ ماتریس 4×4 اینرسی، $C(q, \dot{q})$ ماتریس 4×4 کوریولیس و جانب مرکز و $G(q)$ بردار 4×1 نیروهای گرانشی است. بردار F نیروی تعمیم‌یافته مرتبط با مختصات‌های مستقل است، که به صورت (3) تعریف شده است:

$$F = \begin{bmatrix} \tau_{\text{ankle}} \times 2 \\ \tau_{\text{knee}} \times 2 \\ \tau_{\text{hip}} \times 2 \\ F_b \end{bmatrix} \quad (3)$$

که در آن τ_{ankle} ، τ_{knee} و τ_{hip} گشتاور اعمال شده توسط انسان در مچ پا، مفصل زانو و مفصل ران هر یک از پاها می‌باشند. F_b نشان‌دهنده نیروی اعمال شده توسط بال-اسکرو است که اگر از اصطکاک بال-اسکرو صرف‌نظر شود، ضریب ثابتی از گشتاور اعمال شده توسط موتور می‌باشد.

روابط (6,5) محاسبه می‌شود:

$$f(x) = \frac{\sum_{i=1}^M w_i \Psi_i(x)}{\sum_{i=1}^M \Psi_i(x)} x \quad (5)$$

$$\Psi_i(x) = \exp(-\sigma_i(x - c_i)^2) \quad (6)$$

که در آن c_i مراکز توابع پایه-شعاعی هستند که در امتداد محور x در محدوده 0 تا 1 توزیع شده‌اند و $\sigma_i > 0$ در نظر گرفته شده است. پارامتر x به عنوان یک متغیر فاز، به جای زمان، در دسته معادله (4) استفاده می‌شود تا این معادله‌ها را مستقل از زمان بکند. این متغیر از طریق معادله دینامیکی (7) تولید می‌شود،

$$\eta \dot{x} = -\alpha_x x \quad (7)$$

در این مقاله، مقدار ثابت $\alpha_x = 25/3$ و شرط اولیه $x(0) = 1$ برای معادله بالا در نظر گرفته شده است. با استفاده از یک روش بهینه سازی باید پارامترهای توصیف شکل (w_i) را طوری تعیین کرد که مسیر تولید شده توسط انتگرال‌گیری معادله‌های (4) و (7) با دقت مناسب بتواند از مسیر آموزش پیروی کند. سرعت مسیر را می‌توان بوسیله η تعیین کرد. این نکته باید در نظر گرفته شود که برای همه درجات آزادی، مقدار η باید یکسان باشد.

شال و همکارانش [13] یک روش یادگیری نظارت شده را برای پیداکردن w_i پیشنهاد کردند. در این روش فرض بر این است که یک مسیر آموزش (y_s) به همراه مشتقات اول و دوم زمانی‌اش (\dot{y}_s و \ddot{y}_s)، داده شده است. بر اساس این اطلاعات، آنها توابع هدف (8) را برای f پیشنهاد دادند:

$$f_{\text{target}}(t_j) = \eta^2 \ddot{y}_s(t_j) + \alpha_z \eta \dot{y}_s(t_j) - \alpha_z \beta_z (y_{\text{goal}} - y_s(t_j)), \quad j = 1, \dots, T \quad (8)$$

که در آن T تعداد نقاط نمونه در مسیر است. با در نظر گرفتن معادله‌های (10,9)، آنها نشان دادند که حل دسته معادله‌های خطی (11) منجر به یافتن پارامترهای شکل مطلوب w_i برای معادله‌های بنیادین دینامیکی، که مناسب برای مسیر آموزش مورد نظر است، می‌شود:

$$F_{\text{target}} = \begin{bmatrix} f_{\text{target}}(t_1) \\ \vdots \\ f_{\text{target}}(t_T) \end{bmatrix}, \quad W = \begin{bmatrix} w_1 \\ \vdots \\ w_M \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$X = \begin{bmatrix} \frac{\Psi_1(x_1)}{\sum_{i=1}^M \Psi_i(x_1)} x_1 & \cdots & \frac{\Psi_M(x_1)}{\sum_{i=1}^M \Psi_i(x_1)} x_1 \\ \vdots & & \vdots \\ \frac{\Psi_1(x_T)}{\sum_{i=1}^M \Psi_i(x_T)} x_T & \cdots & \frac{\Psi_M(x_T)}{\sum_{i=1}^M \Psi_i(x_T)} x_T \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$X \times W - F_{\text{target}} = 0 \quad (11)$$

با قرار دادن پارامترهای شکل به دست آمده از معادله (11) در معادله‌های بنیادین دینامیکی (معادله‌های (4) الی (7)) و با حل این معادله‌ها نسبت به زمان، می‌توان مسیر آموزش مورد نظر را به خوبی تخمین زد.

3-2- پیش‌بینی مسیر بر اساس شرایط اولیه و هدف مسیر

در برخی از حرکت‌های انسان، مانند حرکت نشسته-به-ایستاده، شرایط و یا موقعیت اولیه بدن، در شکل و سرعت مسیر حرکت تأثیر می‌گذارد. بنابراین برای پیش‌بینی این‌گونه حرکت‌ها، موقعیت اولیه بدن انسان باید در محاسبات لحاظ شود. در این بخش، روش تعمیم مسیر که توسط اوده معرفی شده بود [5] اصلاح شده تا بتوان آن را برای مسیرهایی با شرایط اولیه متفاوت نیز به کار برد.

مجموعه‌ای از مسیرهای آموزش با هدف‌های متفاوت، و شرایط اولیه متفاوت را در نظر بگیرید. برای تعمیم این مسیرهای نمونه، ابتدا باید بردار

شرایط اولیه، هدف و ثابت زمانی هر مسیر استخراج شود. این مجموعه را می‌توان به صورت رابطه (12) نشان داد:

$$Z = \{y_s^k(t_{k,j}), \dot{y}_s^k(t_{k,j}), \ddot{y}_s^k(t_{k,j}); (l_k, Y_k, \eta_k) | k = 1, \dots, N, j = 1, \dots, T_k\} \quad (12)$$

که در آن $y_s^k(t_{k,j})$ ، $\dot{y}_s^k(t_{k,j})$ و $\ddot{y}_s^k(t_{k,j})$ موقعیت (جابجایی و زاویه)، سرعت، و شتاب مسیر آموزش k ام در z امین نقطه نمونه برداری، N تعداد مسیر آموزش، و T_k تعداد نقاط نمونه برداری در هر مسیر است. علاوه بر این l_k ، شرایط اولیه، Y_k بردار هدف و η_k نشان دهنده‌ی ثابت زمانی مسیر k ام هستند. بردار شرایط اولیه و هدف مربوط به مسیر k ام به صورت روابط (14,13) تعریف می‌شود:

$$l_k = [y_s^k(t_{k,1}), \dot{y}_s^k(t_{k,1}), \ddot{y}_s^k(t_{k,1})]^T \quad (13)$$

$$Y_k = [y_s^k(t_{k,T_k}), \dot{y}_s^k(t_{k,T_k}), \ddot{y}_s^k(t_{k,T_k})]^T \quad (14)$$

برای بدست آوردن یک مجموعه معادله‌های بنیادین دینامیکی که مسیر مطلوب مربوط به بردار شرایط اولیه و هدف مورد نظر را تولید کند، بردار پارامترهای شکل w_d و ثابت زمانی مورد نظر η_d باید تعیین بشوند. بنابراین، می‌توان تابعی را به عنوان یک رابطه بین مجموعه شرایط اولیه و هدف و مجموعه پارامترهای شکل w و ثابت زمانی η به شرح (15) تعریف کرد:

$$\mathfrak{S}(Z): (l, Y) \rightarrow (w, \eta) \quad (15)$$

رابطه $\mathfrak{S}(Z)$ را می‌توان از طریق یک روش بهینه‌سازی بدست آورد. پارامترهای بهینه‌سازی مقدارهای بردار پارامترهای شکل w_d و ثابت زمانی (η_d) معادله‌های بنیادین دینامیکی می‌باشند. هدف بهینه‌سازی این است که مسیر تولید شده تا حد ممکن به مسیرهای آموزشی که شرایط اولیه و هدف آنها (l_k, Y_k) به شرایط اولیه و هدف مورد نظر (l_d, Y_d) نزدیک‌تر است، شباهت داشته باشد. در روشی که توسط اوده و همکاران ارائه شده بود آنها فرمول زیر را برای این مسأله بهینه‌سازی ارائه دادند [5]:

$$\mathcal{H} = \sum_{k=1}^N (\|X_k w - F_k\|^2) \times k(d(Y_k)) \quad (16)$$

آنها از رگرسیون وزنی محلی [14]¹ برای بهینه‌سازی استفاده کردند. در این روش پارامترهای بهینه با به حداقل رساندن تابع \mathcal{H} بر حسب w تعیین می‌شوند. در این رابطه، N نشان دهنده تعداد مسیر آموزش است، و توابع k و d به صورت روابط (18,17) تعریف شده‌اند،

$$k(d) = \begin{cases} (1 - |d|^3)^3, & |d| < 1 \text{ اگر} \\ 0, & \text{در غیر این صورت} \end{cases} \quad (17)$$

$$d(l_d, l_k) = \|D \times (l_d - l_k)\|, \quad D = \text{diag}\left(\frac{1}{\gamma_i}\right), \quad \gamma_i > 0 \quad (18)$$

که در روابط (18) ضریب بی‌بعدسازی است، که به صورت رابطه (19) تعریف شده است،

$$\gamma_i = \max_{j=1, \dots, N} \min_{k=1, \dots, N} \{|J_{j,i} - I_{k,i}|\} \quad (19)$$

تابع k نفوذ هر مسیر آموزش در برآورد مسیر پیش‌بینی شده را تعیین می‌کند.

همان‌طور که ملاحظه می‌شود در معادله (16) مقدار شرط اولیه لحاظ نشده است. در این مقاله فرمول (16) به صورت رابطه (20) اصلاح شده است:

$$\mathcal{H} = \sum_{k=1}^N (\|X_k w - F_k\|^2 + (\eta_k - \eta)^2) \times [\alpha_l k(d(l_d, l_k)) + \alpha_\eta k(d(Y_d, Y_k))] \quad (20)$$

تفاوت معادله (20) با معادله‌ای که توسط اوده معرفی شده است (معادله

¹ Locally Weighted Regression

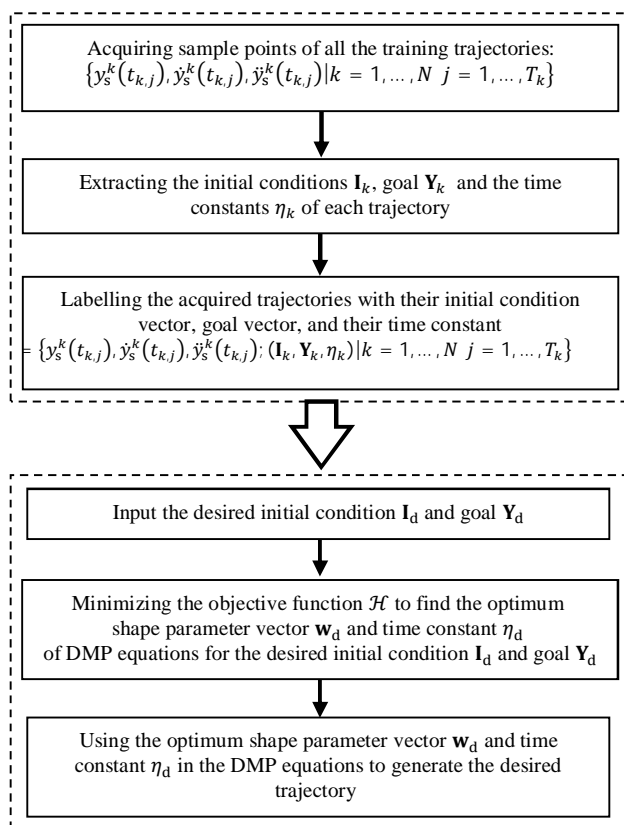


Fig. 4 The procedure of the proposed trajectory generation method

شکل 4 روش تولید مسیر پیشنهاد شده در این مقاله

"لحظه-برخاستن-از-صندلی" نامیده می‌شود. پس از انجام آزمایش، مسیر-های اندازه‌گیری شده‌ی نشانگرها بر اساس استانداردهای تحلیل حرکت انسان [17] تبدیل به مسیر حرکت مفاصل شدند. شکل 6 نتایج آزمایشگاهی مسیر شانه، مفصل ران، زانو و مچ پا در طول حرکت نشسته-به-ایستاده را برای چهار موقعیت مختلف پا نشان می‌دهد. نتایج نشان می‌دهند که مسیر حرکت نشسته-به-ایستاده وابسته به شرایط اولیه نشستن می‌باشد. در مرحله بعد، با استفاده از داده‌های جمع‌آوری شده و قرار دادن آنها در مدل سینماتیکی دو-بعدی بدن انسان، مسیر زوایای مچ پا، زانو و زاویه مفصل ران در طول حرکت نشسته-به-ایستاده محاسبه شدند. علاوه بر این، سرعت زوایای و شتاب زوایای از مشتق زمانی موقعیت زوایای فیلتر شده (فیلتر مرتبه اول باترورث با فرکانس قطع 20 هرتز) بدست آمده‌اند.

زاویه زانو و مچ پای فرد قبل لحظه-برخاستن-از-صندلی تغییری نمی‌کند. بنابراین، منطقی است که لحظه-برخاستن-از-صندلی به عنوان لحظه شروع مسیر آموزش در نظر گرفته شود. از آنجا که زاویه ران نسبت به بالا تنه را نمی‌توان در طول فرایند کنترل اندازه‌گیری کرد، لذا به عنوان یک درایه از بردار شرایط اولیه در نظر گرفته نمی‌شود.

جدول 2 شرایط آزمایش برای حرکت نشسته-به-ایستاده

محل قرار گیری پا (cm)	ارتفاع صندلی (cm)
-10, -7, -4, 0, 4	40
-10, -7, -4, 0, 4	43
-10, -7, -4, 0, 4	46
-10, -7, -4, 0, 4	49

(16)) این است که در معادله (20) ترم $k(d(I_d, I_k))$ اضافه شده تا شرایط اولیه نیز در بهینه‌سازی لحاظ شود. برای اینکه بتوان مقدار تأثیر شرایط اولیه و هدف را مستقل از هم در مسأله بهینه‌سازی تنظیم کرد از ضرایب ثابت و مثبت α_1 و α_2 به عنوان ضرایب وزن دهی استفاده شده است.

یکی دیگر از مشکلات معادله (16) این است که با حل آن نمی‌توان ثابت زمانی بهینه را بدست آورد. به همین دلیل در معادله (20) ترم $(\eta_k - \eta)^2$ اضافه شده تا بتوان همزمان با تعیین شکل مسیر، سرعت مسیر را نیز تخمین زد. با استفاده معادله (20)، هر مسیر آموزش موجود در کتابخانه بر اساس فاصله بردار شرایط اولیه‌اش و هدفش با شرایط اولیه و هدف مورد نظر (I_d, Y_d) ، وزن دهی می‌شود. بنابراین، مسیر تولید شده بیشتر تحت تأثیر شکل و سرعت مسیرهای آموزش مجاور خواهد بود. فرایند بهینه‌سازی با هدف به حداقل رساندن تابع \mathcal{H} ، به یک مسأله حداقل مربعات منتهی می‌شود که می‌توان آن را توسط روش‌های استاندارد جبری حل نمود. مراحل روش تولید مسیر که در این مقاله پیشنهاد شده، در شکل 4 نشان داده شده است.

4- تولید مسیر حرکت نشسته-به-ایستاده: یک مطالعه موردی

موقعیت اولیه پا و ارتفاع صندلی از عوامل مهم تأثیرگذار بر شکل و سرعت حرکت نشسته-به-ایستاده می‌باشند. پژوهش‌های گذشته نشان داده‌اند که مسیر حرکتی مفاصل انسان و الگوهای فعالیت ماهیچه‌ها بطور قابل توجهی وابسته به شرایط مختلف اولیه پا در حالت نشسته است [16,15]. بنابراین، در این مقاله پیشنهاد شده که می‌توان بر اساس موقعیت اولیه نشستن، مسیر نشسته-به-ایستاده را پیش‌بینی کرد. برای این کار از روش پیشنهاد شده در بخش قبل استفاده شده است. برای ارزیابی، روش پیشنهاد شده بر روی داده‌های آزمایشگاهی تست شده است. برای این کار داده‌های حرکتی یک مرد بالغ و سالم، با وزن 70 کیلوگرم و قد 1.72 متر، در حرکت نشسته-به-ایستاده جمع‌آوری شده است. پارامترهای تعیین حالت اولیه نشستن، در این مورد، زاویه اولیه مفاصل مچ پا و زانو می‌باشد که با ارتفاع اولیه صندلی و موقعیت اولیه پا مرتبط می‌باشند. از فرد خواسته شد تا برای چهار ارتفاع مختلف صندلی، و برای هر ارتفاع صندلی، در پنج موقعیت اولیه مختلف پا، حرکت نشسته-به-ایستاده را انجام دهد. شرایط آزمایش شامل ارتفاع صندلی و موقعیت پا در جدول 2 نشان داده شده‌اند. موقعیت پا نسبت به حالتی که در آن ساق پا عمودی است اندازه‌گیری شده است.

برای جمع‌آوری این داده‌های حرکتی از دستگاه تحلیل دیجیتال حرکت بدن انسان مدل راپتور-ای¹ در پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی ایران، استفاده شده است. شکل 5 تصاویری از مراحل ثبت حرکت نشسته-به-ایستاده انسان را که در این آزمایشگاه انجام شد، نشان می‌دهد. پروسه آزمایش به این صورت است که ابتدا نشانگرهای مخصوصی بر روی بدن فرد در نقاطی استاندارد چسبانده می‌شود. سپس، با استفاده از چندین دوربین مادون قرمز مختصات نشانگرها در حین حرکت اندازه‌گیری می‌شود. در طول آزمایش، دو صفحه اندازه‌گیری نیرو مدل ای-ام-تی-آی² زیر پای فرد مورد آزمایش قرار داده شد تا نیروهای واکنش زمین را اندازه‌گیری کنند. در روند ایستادن از حالت نشسته از روی یک صندلی، زمانی که باسن تماس با صندلی را از دست می‌دهد، مولفه عمودی نیروی پا بر روی زمین به طور ناگهانی افزایش پیدا می‌کند. این لحظه از این پس در این مقاله تحت عنوان

¹ Raptor-E Digital Real-Time Motion Analysis

² AMTI

استخراج شدند. در مرحله تولید مسیر، برای هر حالت اولیه نشستن جدید، پارامترهای بهینه w_a و η_a معادله‌های بنیادین دینامیکی بر اساس شرایط اولیه مورد نظر (l_a) و با حداقل کردن تابع \mathcal{H} (معادله (21)) بدست آمدند. نتایج تولید مسیر حرکت نشسته-به-ایستاده در شکل 7 نمایش داده شده‌اند. در این شکل، شرایط اولیه مربوط به مسیرهای آموزش با مثلث کوچک و شرایط اولیه مسیرهای جدید تولید شده با مربع‌های کوچک نشان داده شده‌اند. نتایج نشان می‌دهد که شباهت برجسته‌ای بین شکل مسیر تولید شده (خطوط پیوسته) و مسیرهای آموزش (خطوط منقطع) نزدیک به آنها وجود دارد. بنابراین تولید کننده مسیر پیشنهاد شده به خوبی می‌تواند بر اساس مقدار شرایط اولیه و مسیرهای موجود در کتابخانه که نزدیک به آن شرایط اولیه هستند، مسیر حرکت بدن انسان را پیش‌بینی کند.

5- طراحی و پیاده‌سازی کنترل کننده

پس از آن که توسط روش پیشنهاد شده در بخش قبل، مسیر حرکت نشسته-به-ایستاده انسان پیش‌بینی شد، این مسیر باید به یک کنترل کننده مسیر داده شود تا ربات را در راستای مسیر پیش‌بینی شده به حرکت درآورد. اگر مسیر به درستی پیش‌بینی شده باشد، به پوشنده ربات در حرکت نشسته-به-ایستاده کمک می‌شود. دلیل این کمک این است که حتی اگر فرد توسط زانوی خود گشتاوری کمتر از گشتاور مورد نیاز برای حرکت در مسیر مورد نظر وارد کند باز هم کنترل کننده ربات را (و به همراه آن زانوی فرد را) در راستای مسیر مورد نظر حرکت می‌دهد. از آنجا که گشتاور اعمال شده توسط زانوی فرد قابل اندازه‌گیری نیست، باید این گشتاور به عنوان اختلال در نظر گرفته شود. بنابراین کنترل کننده مورد نظر باید به اختلال‌ها مقاوم باشد. شکل 8 دیگرام کلی روش تولید مسیر و کنترل پیشنهادی برای ربات اسکلت خارجی زانو را نشان می‌دهد. در این شکل $(l_a)_{pred}$ نماینده‌ی طول پیش‌بینی شده برای محرک خطی منعطف می‌باشد. طول محرک خطی منعطف برابر با جمع طول بال-اسکرو و جابجایی فنر می‌باشد $(l_a = l_b + \delta_s)$. برای محاسبه $(l_a)_{pred}$ ، ابتدا مسیر مرجع نشسته-به-ایستاده با استفاده از روش پیشنهاد شده پیش‌بینی می‌شود. برای این کار، تولید کننده مسیر با استفاده از بلوک داده‌های آموزش (شکل 8) و مقدار اولیه زاویه زانو و مچ پا مسیر مرجع مناسب را تولید می‌کند. سپس با حل سینماتیک ربات طول محرک خطی منعطف سری در طول زمان محاسبه می‌شود (شکل 8). در اینجا، لحظه-برخاستن از-صندلی به عنوان شروع مسیر حرکت نشسته-به-ایستاده در نظر گرفته شده است. بنابراین، بردار شرایط اولیه را می‌توان از مقدار زاویه زانو و مچ پا در این زمان به دست آورد. از سنسور نیروی کف پا برای مشخص کردن لحظه شروع حرکت استفاده می‌شود. در لحظه‌ای که مؤلف عمودی نیروی کف پا به طور ناگهانی افزایش پیدا می‌کند، زاویه مفصل مچ پا و زانو اندازه‌گیری شده و به عنوان ورودی به تولید کننده مسیر داده می‌شود. ربات فرض می‌کند که در این لحظه فرد قصد دارد که از صندلی بلند شود. بنابراین بلافاصله مسیر پیش‌بینی شده به کنترل کننده داده می‌شود تا ربات را در راستای مسیر به حرکت درآورد. کنترل کننده، نیروی اعمال شده توسط موتور را به گونه‌ای تنظیم می‌کند که جابجایی محرک خطی منعطف مسیر پیش‌بینی شده را پیروی کند. در این ربات اسکلت خارجی، از یک کنترل کننده حالت لغزشی نمایی برای کنترل طول محرک خطی منعطف استفاده شده است. کنترل کننده حالت لغزشی یک روش کنترل مناسب برای سیستم‌های غیر خطی می‌باشد. این روش همچنین نسبت به خطای مدل و دینامیک‌های مدل نشده نیز مقاوم است.

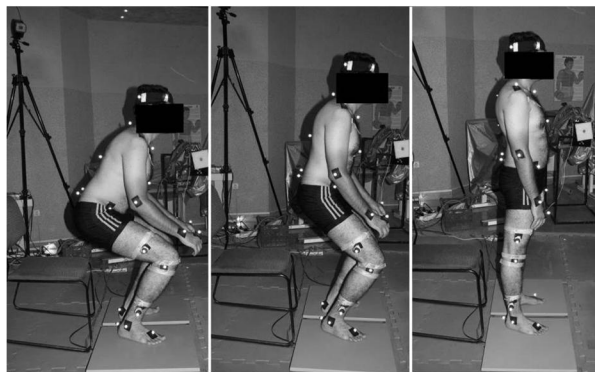


Fig. 5 Snapshots from the motion analysis procedure of sit-to-stand movement

شکل 5 تصاویری از مراحل ثبت مسیر حرکت فرد مورد آزمایش در طی حرکت نشسته-به-ایستاده

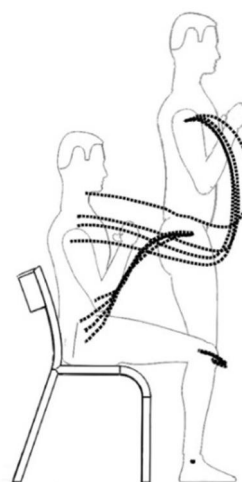


Fig. 6 Path of the shoulder, hip, knee and ankle during the sit-to-stand movement for four different seat heights

شکل 6 مسیر حرکت شانه، مفصل ران، زانو و مچ پا در طول حرکت نشسته-به-ایستاده برای چهار ارتفاع صندلی مختلف

در مسأله حرکت نشسته-به-ایستاده همیشه نقطه انتهایی مسیر یکسان است. بنابراین نیازی به بهینه‌سازی مسیر بر اساس هدف نیست و تنها شرایط اولیه در نظر گرفته می‌شود. در نتیجه می‌توان فرمول (20) را به صورت ساده‌تر بیان کرد، برای اینکار ضرایب وزن $\alpha_1 = 1$ و $\alpha_2 = 0$ در نظر گرفته شدند و فرمول (20) به صورت (21) به دست می‌آید:

$$\mathcal{H} = \sum_{k=1}^N (\|X_k W - F_k\|^2 + (\eta_k - \eta)^2) \times k(d(l_a, l_k)) \quad (21)$$

در لحظه-برخاستن از-صندلی، سرعت زاویه‌ای و شتاب زانو و مچ پا قابل اغماض است. در نتیجه، در این پژوهش، بردار شرایط اولیه حرکت نشسته-به-ایستاده (I) یک بردار دو بعدی شامل زوایای زانو و مچ پا در لحظه-برخاستن از-صندلی است. برای هر دو بعد، مقدار اولیه $x(0) = 1$ برای x در نظر گرفته شده است و تابع $f(x)$ متشکل از $M = 25$ توابع پایه-شعاعی است که به صورت نمایی در امتداد x توزیع شده‌اند. بنابراین، برای هر بعد، 25 پارامتر شکل (w_i) باید محاسبه شوند. پارامترهای ثابت دیگر، (α_z, β_z) و (α_x) مشابه با بخش 1-3 در نظر گرفته شده‌اند. با پیروی از الگوریتم تولید مسیر (شکل 4)، هدف، شرایط اولیه (I) و بازه زمانی (η) هر یک از مسیرها

1-5- طراحی کنترل کننده

همان‌طور که در بخش دوم بیان شد، رفتار دینامیکی مجموعه ربات اسکلت خارجی زانو و بدن انسان را می‌توان با معادله (2) بیان کرد. از آنجایی که کنترل کننده تنها می‌تواند مختصات تعمیم یافته مربوط به طول محرک خطی منعطف (q_4) را کنترل نماید، بنابراین معادله دینامیک را تنها برای این مختصات در نظر می‌گیریم. مقدار \ddot{q}_4 از رابطه (2) به صورت زیر بدست می‌آید:

$$\ddot{q}_4 = -[\hat{m}_{11} \dots \hat{m}_{14}] \left(C(q, \dot{q})\dot{q}^a + G(q) \right) + 2\hat{m}_{11}\tau_{ankle} + 2\hat{m}_{12}\tau_{knee} + 2\hat{m}_{13}\tau_{hip} + \hat{m}_{14}F_b \quad (22)$$

که در آن \hat{m}_{ij} درایه i, j ام از ماتریس $M^{-1}(q)$ است. با توجه به اینکه تنها نیروی بال اسکرو توسط موتور قابل کنترل است، در رابطه (22) ترم‌هایی که شامل q_4, F_b و مشتقات آن نیستند را می‌توان به عنوان اختلال در نظر گرفته و رابطه (22) را به صورت (23) باز نویسی نمود:

$$\ddot{q}_4 = h(q_4, \dot{q}_4) + \hat{m}_{14}F_b + \hat{h} \quad (23)$$

که در آن \hat{h} نماینده اختلال می‌باشد. روش کنترل حالت لغزشی نمایشی که در این مقاله استفاده شده است، در شکل 9 مشاهده می‌شود. ابتدا خطای ردیابی e و سطح لغزشی S به صورت روابط (24, 25) تعریف می‌شوند:

$$e = q_4 - q_4^d \quad (24)$$

$$S = \lambda e + \dot{e}, \quad (25)$$

که در آن q_4^d مسیر مطلوب برای مختصات تعمیم یافته چهارم است. کنترل کننده‌ی حالت لغزشی معمولی به دلیل داشتن تابع ناپیوسته $\text{sign}(S)$ اغلب دچار فعالیت بالا و ارتعاش در سیگنال کنترل می‌شود که به عنوان پدیده چترینگ شناخته شده است [18]. در بسیاری از سیستم‌ها، پدیده چترینگ نامطلوب است، زیرا می‌تواند باعث تشدید دینامیک‌های فرکانس بالا شود که می‌تواند آسیب شدید بوجود آورد. یکی از روش‌های شناخته شده موجود در مقالات علمی برای مقابله با این مشکل استفاده از تابع پیوسته اشباع $\text{sat}(S/\phi)$ [18] به جای تابع ناپیوسته $\text{sign}(S)$ می‌باشد. با این حال، با انجام این تعویض، همگرایی سیستم در یک محدوده لایه مرزی از سطح سوئیچینگ باقی می‌ماند. بنابراین، این روش مقدار چترینگ را کنترل می‌کند، اما بر عملکرد ردیابی سیستم تاثیر منفی می‌گذارد. اخیراً، رحمان و همکارانش [19, 6] مفهوم کنترل لغزشی نمایشی را ارائه دادند. این روش کنترل مقدار چترینگ کمتری نسبت به کنترل حالت لغزشی معمولی دارد درحالی که دقت مناسبی نیز ارائه می‌دهد. در اینجا نیز از این روش برای کنترل ربات اسکلت خارجی استفاده شده است. بنابراین با توجه به مرجع [19] نیروی کنترلی که به بال اسکرو اعمال می‌شود به صورت رابطه (26) بدست می‌آید:

$$F_b = \frac{1}{\hat{m}_{14}} (\ddot{q}_4^d - \lambda \dot{q}_4 + \lambda \dot{q}_4^d) + \frac{R(S)}{\hat{m}_{14}} \cdot \text{sat}(S/\phi) - \frac{h(q_4, \dot{q}_4)}{\hat{m}_{14}} \quad (26)$$

که در آن تابع $\text{sat}(S/\phi)$ تابع اشباع می‌باشد و تابع $R(S)$ به صورت رابطه (27) تعریف می‌شود:

$$R(S) = \frac{r}{\zeta_0 + (1 - \zeta_0)e^{-\xi|S|^p}} \quad (27)$$

مقدار پارامترهای ξ, ζ_0 و p می‌توان با روش ارائه شده در مرجع [6] تعیین کرد. برای محاسبه این پارامترها نیاز به دانستن حد بالا و پایین اختلال (\hat{h}) در زمان کنترل ربات داریم. با توجه به معادلات (22) و (23) مقدار \hat{h} را می‌توان در هر لحظه به صورت رابطه (28) محاسبه کرد:

$$\hat{h} = \ddot{h} + 2\hat{m}_{11}\tau_{ankle} + 2\hat{m}_{12}\tau_{knee} + 2\hat{m}_{13}\tau_{hip} \quad (28)$$

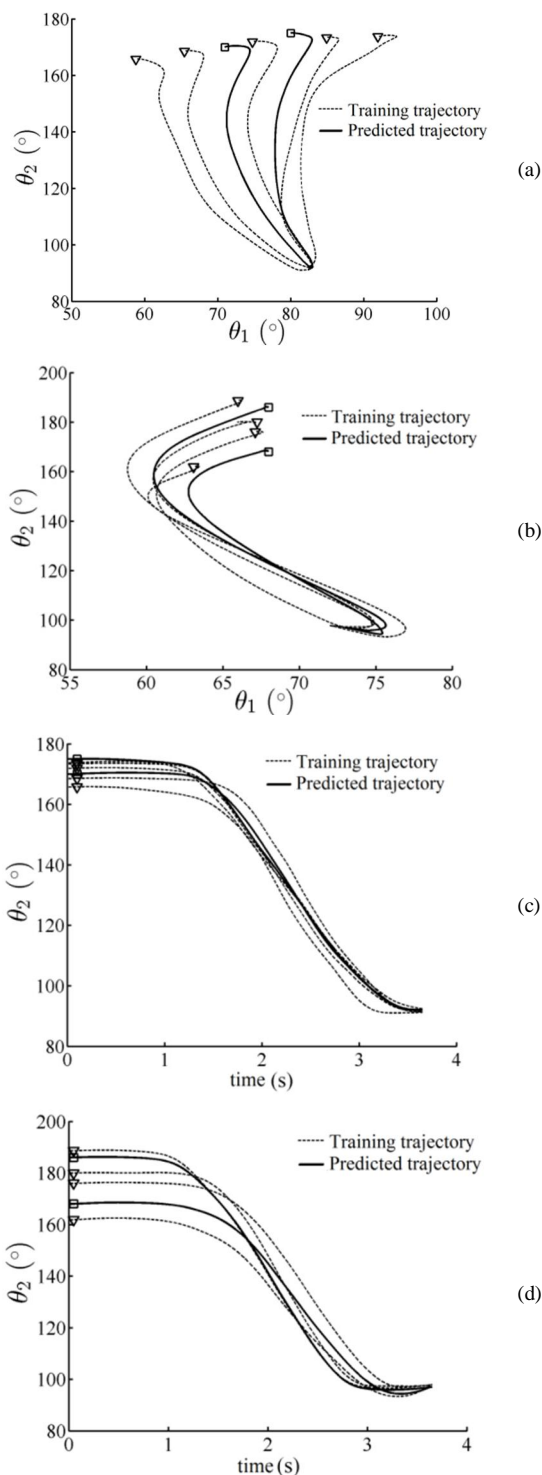


Fig. 7 Generalization of sit-to-stand movement. Graphs (a) and (b) show the knee angle with respect to the ankle angle for different foot position and different sit heights, respectively. Graphs (c) and (d) show the knee angle with respect to time for different foot position and different sit heights, respectively

شکل 7 تعمیم حرکت نشسته-به-ایستاده انسان. نمودارهای (a) و (b) زاویه زانو در مقابل زاویه مچ پا را به ترتیب برای موقعیت‌های مختلف پا و ارتفاع‌های مختلف صندلی، نشان می‌دهند. نمودارهای (c) و (d) زاویه زانو به نسبت زمان را به ترتیب برای موقعیت‌های مختلف پا و ارتفاع‌های مختلف صندلی، نشان می‌دهند

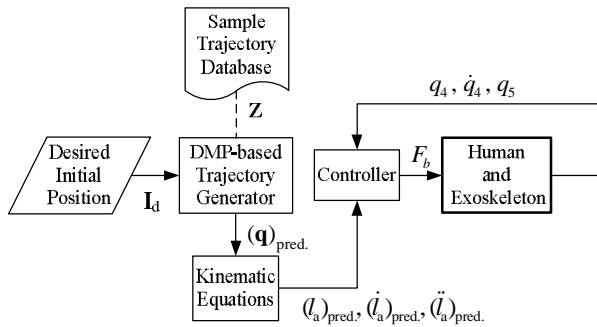


Fig. 8 Overall diagram of trajectory estimation and control process for the knee exoskeleton

شکل 8 دیاگرام کلی روش پیش‌بینی مسیر و کنترل ربات اسکلت خارجی زانو

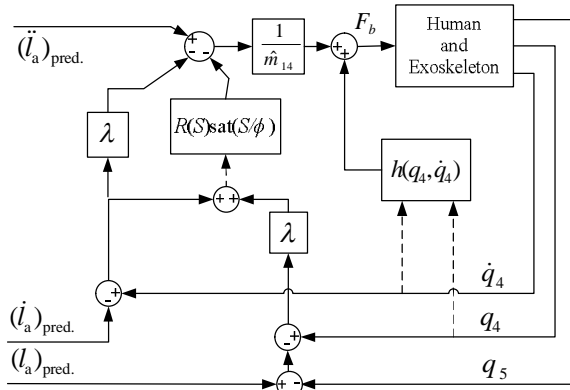


Fig. 9 Schematic diagram of exponential sliding mode control used for controlling The knee exoskeleton

شکل 9 دیاگرام شماتیک کنترل حالت لغزشی نمایی که برای کنترل ربات اسکلت خارجی زانو استفاده شده است

سیستم عامل کامپیوتر هدف ویندوز نیست و بنابراین انتقال داده بدون هیچ وقفه‌ای انجام می‌شود. برای ارسال فرمان کنترل از کامپیوتر هدف به درایور موتور و همچنین برای دریافت سیگنال‌های سنسورها از یک کارت انتقال داده استفاده شده است. این کارت که توسط شرکت تراشه سیستم پیشرو ساخته شده است، دارای 8 ورودی آنکودر، 8 خروجی آنالوگ، 8 ورودی آنالوگ و 8 ورودی/خروجی دیجیتال می‌باشد (شکل 10). این کارت توسط یک کابل شبکه به کامپیوتر هدف متصل می‌شود. شکل 11 دیاگرام کلی نحوه ارتباط اجزاء سیستم کنترلی را نشان می‌دهد.

6- نتایج آزمایش و بحث

برای ارزیابی روش پیش‌بینی مسیر و کنترل ارائه شده، مجموعه‌ای از آزمایش‌ها بر روی فرد مشابهی که آزمایش‌های بخش چهار بر روی او صورت گرفت، انجام شدند. در این آزمایش کارایی روش پیش‌بینی مسیر و کنترل لغزشی نمایی بررسی شد. از فرد خواسته شد در حالی که ربات را پوشیده است، حرکت نشسته-به-ایستاده را از پنج موقعیت مختلف پا با ارتفاع صندلی یکسان و همچنین از چهار ارتفاع مختلف صندلی با موقعیت مشابه پا، انجام دهد (شکل 12). برای هر موقعیت نشسته، 10 بار حرکت نشسته-به-ایستاده انجام شد تا تحلیل آماری دقیق‌تری از عملکرد کنترل کننده بدست آید. برای تولید مسیر، داده حرکتی جمع آوری شده بخش 4 به عنوان کتابخانه‌ی داده-های آموزشی در فرایند تولید مسیر مورد استفاده قرار گرفتند. برای ارزیابی

در رابطه (28) \tilde{h} مجموع ترم‌هایی از عبارت $-\dot{m}_{11} \dots \dot{m}_{14} (C(q, \dot{q})\dot{q}^a + G(q))$ است که شامل متغیرهای q_4 و \dot{q}_4 نباشند. در این مقاله برای محاسبه حد بالا و پایین \tilde{h} معادله (28) برای تمام مسیرهای نشسته به ایستاده موجود در کتابخانه مسیرها محاسبه و حد بالا و پایین \tilde{h} برای کل مسیرها مشخص شد. برای محاسبه τ_{knee} ، τ_{hip} و τ_{ankle} در طول این مسیرها از معادله دینامیک معکوس مدل بدن انسان و ربات اسکلت خارجی (معادله (2)) استفاده شد. شکل 9 دیاگرام شماتیک کنترل کننده حالت لغزشی نمایی که برای کنترل ربات اسکلت خارجی زانو استفاده شده است را نشان می‌دهد. برای کنترل ربات، کنترلر باید گشتاور مورد نیاز موتور را محاسبه کرده و به آن اعمال کند. اگر از اصطکاک صرف‌نظر شود، پس از محاسبه نیروی F_b در فرمول (26) می‌توان با استفاده از رابطه (29) مقدار گشتاور موتور که توسط کنترلر اعمال می‌شود را محاسبه کرد:

$$\tau_m = \frac{P_h}{2\pi} F_b \times 10^{-3} \quad (29)$$

که در آن τ_m گشتاور موتور و P_h گام بال-اسکرو در واحد میلی‌متر می‌باشد که مقدار آن طبق جدول 1، برابر 5 میلی‌متر می‌باشد.

5-2- پیاده‌سازی سخت افزاری سیستم تولید مسیر و کنترلر

همان‌طور که در بخش دو گفته شد، ربات اسکلت خارجی زانو شامل یک محرک خطی منعطف سری می‌باشد. این محرک سری توسط یک سروو موتور 200 وات به حرکت در می‌آید. در این سروو موتور با استفاده از یک فرمان آنالوگ $\pm 10V$ گشتاور موتور در هر لحظه تنظیم می‌شود. سروو موتور شامل یک آنکودر است که موقعیت زاویه‌ای شافت موتور را می‌خواند. برای کنترل ربات باید سیگنال آنکودر سروو موتور و همچنین سیگنال آنکودر خطی خوانده شده و به کنترلر داده شود. سپس، بعد از محاسبه گشتاور کنترلی از رابطه (26) و (29) باید این گشتاور تبدیل به فرمان آنالوگ $\pm 10V$ شده و به درایور موتور ارسال شود. علاوه بر این، برای پروسه تولید مسیر نیاز است که مقدار نیروی کفپا و مقدار زاویه مچ پا اندازه‌گیری شده و به کامپیوتر ارسال شود. برای اینکار از سنسور نیرو داسل که در کف پا تعبیه شده و از آنکودر زاویه‌ای در محل مچ پا نصب شده، استفاده شده است. طی یک سری آزمایش‌های اولیه این نتیجه بدست آمد که برای اینکه عمل کنترل ربات به نرمی و با پایداری انجام شود نیاز است فرکانس نمونه‌برداری حلقه کنترلی حداقل 500 هرتز باشد.

از آنجا که سیستم عامل ویندوز برای این فرکانس قابل اعتماد نیست، از جعبه‌ابزار اکس-پی-سی-تارگت¹ در نرم افزار متلب² برای این کار استفاده شد. جعبه ابزار اکس-پی-سی-تارگت به دو کامپیوتر رومیزی نیاز دارد. یک کامپیوتر رومیزی که دارای سیستم عامل ویندوز است (کامپیوتر میزبان) و یک کامپیوتر که سیستم عامل آن بوسیله جعبه ابزار اکس-پی-سی-تارگت ایجاد شده است (کامپیوتر هدف). این دو کامپیوتر توسط کابل شبکه به یکدیگر متصل شده‌اند. الگوریتم کنترل و تولید مسیر در محیط سیمولینک نرم‌افزار متلب در کامپیوتر میزبان نوشته شده است. جعبه ابزار اکس-پی-سی-تارگت به صورت خودکار الگوریتم نوشته شده را بر روی کامپیوتر هدف پیاده سازی می‌کند. در زمان کنترل ربات کامپیوتر هدف ربات را کنترل می‌کند و کامپیوتر میزبان صرفاً تنظیمات و مونیتورینگ را انجام می‌دهد. با این روش براحتی می‌توان به سرعت نمونه‌برداری 500 هرتز دست پیدا کرد، زیرا

¹ xPC Target

² Matlab

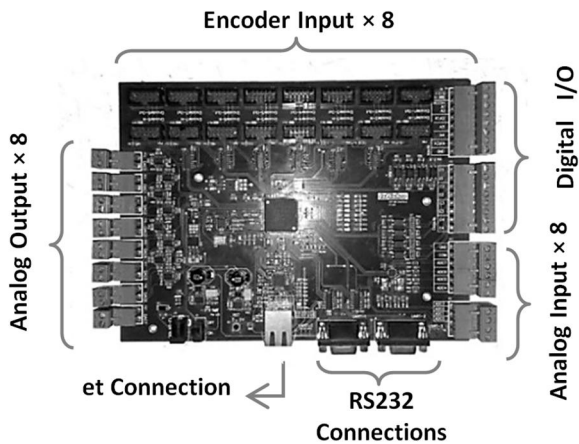


Fig 10 Data acquisition board used for implementation of the controller
 شکل 10 کارت انتقال داده که برای پیاده سازی کنترل کننده و تولید کننده‌ی مسیر به کار گرفته شد

مفصل زانو برای شرایط کمک و بدون کمک برای تمام موقعیت‌های مختلف نشسته محاسبه شدند.

سپس، مقدار متوسط زمانی و انحراف معیار توان برای همه حالت‌های نشسته اولیه تحت دو شرایط کمک و غیر کمک با هم مقایسه شدند. توان متوسط اعمال شده توسط زانوی فرد در شرایط کمک در مقایسه با شرایط بدون کمک برای پنج موقعیت مختلف پا و چهار ارتفاع صندلی مختلف در مدارهای (a) و (b) 14 نشان داده شده‌اند.

در این نمودارها، مقادیر میانگین و میزان انحراف معیار نشان داده شده است. نتایج نشان داده شده در نمودارهای شکل 14 نشان می‌دهند که حتی با شرایط مختلف نشستن، ربات توانسته حدوداً 30 درصد توان متوسط مورد نیاز برای حرکت نشسته-به-ایستاده را تأمین کند. بر اساس اطلاع نویسندگان، استفاده از ربات اسکلت خارجی برای کمک به حرکت نشسته-به-ایستاده انسان تنها در تعداد معدودی از مقالات بررسی شده است که در بیشتر آنها

عملکرد ربات اسکلت خارجی، نمودار توان و گشتاور زانو کاربر نسبت به زمان، برای شرایطی که ربات توسط کاربر پوشیده شده است و به او کمک می‌کند (شرایط کمک) با شرایطی که ربات توسط کاربر پوشیده نشده ولی کنترل کننده غیرفعال است (شرایط بدون کمک) مقایسه شدند. در این آزمایش، چون مقدار گشتاور اعمال شده توسط فرد در مفصل زانو غیر قابل اندازه‌گیری است، مقدار آن بر اساس دیگر داده‌های اندازه‌گیری شده، تخمین زده شد. برای این کار، از مدل دینامیک معکوس معرفی شده در بخش دو (معادله (2)) استفاده شد. در این راستا، گشتاور مورد نیاز برای تحقق حرکت مشاهده شده در طی آزمایش محاسبه شد. برای شرایط بدون کمک نیروهای محرک و جرم و اینرسی قطعات ربات اسکلت خارجی در معادله دینامیک معکوس صفر در نظر گرفته شدند. در مدل دینامیکی مورد نظر جرم و اینرسی اعضاء بدن انسان از داده‌های بدن انسان در مرجع [20] برآورد شدند. به ازای هر شرایط اولیه نشستن، مقدارهای گشتاور و توان برای 10 حرکت نشسته-به-ایستاده متوالی نسبت به زمان بدست آمدند و نمودار میانگین و واریانس آنها محاسبه شد. نتایج آزمایش برای یکی از حالت‌های نشستن در شکل 13 ارائه شده است. در این شکل، نمودار (a) و (b) گشتاور و توان مفصل زانو برای شرایط کمک (خط منقطع) و شرط بدون کمک (خط پیوسته) را نسبت به زمان نشان می‌دهند. خطوط ضخیم نماینده میانگین و خطوط نازک نشان‌دهنده انحراف معیار می‌باشند.

نمودار (c) شکل 13 نمودار میانگین و انحراف معیار زاویه مفصل زانو در طی زمان حرکت نشسته-به-ایستاده را نشان می‌دهد. خط عمودی لحظه-برخاستن-از-صندلی را نشان می‌دهد. همان‌طور که در نمودار (d) شکل 13 مشاهده می‌شود، این لحظه را می‌توان با یک افزایش ناگهانی در مؤلفه عمودی نیروی واکنش زمین شناسایی کرد. مقایسه بصری گشتاور و توان مفصل زانو کاهش قابل توجهی را در مقادیر توان و گشتاور برای شرایط کمک نسبت به شرایط بدون کمک نشان می‌دهد. از طرف دیگر عملکرد ربات را می‌توان بر اساس متوسط توان اعمال شده توسط کاربر بر روی مفصل زانو در کل بازه حرکت نشسته-به-ایستاده بررسی کرد. برای این کار توان متوسط

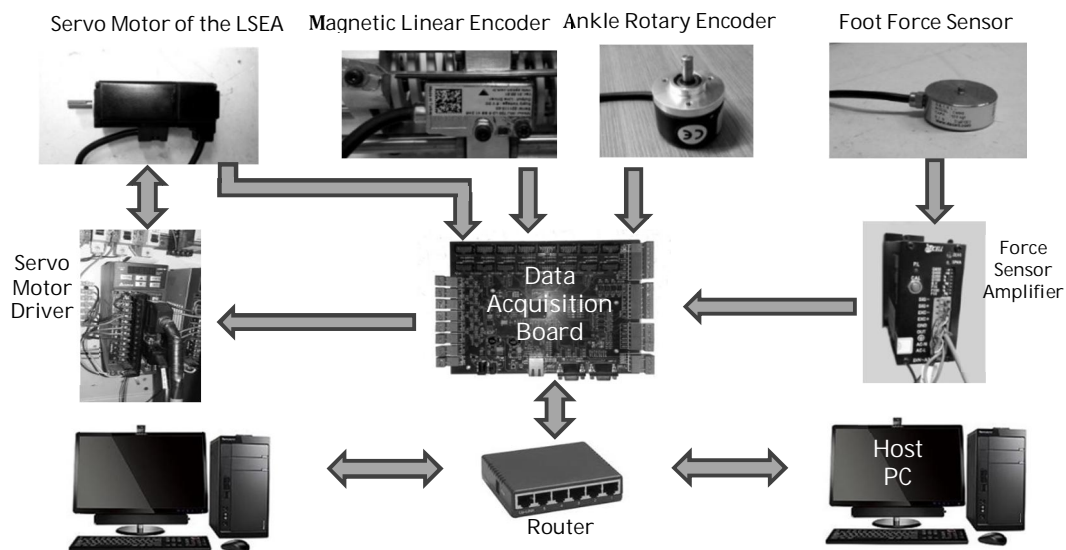


Fig. 11 Diagram of the hardware/software structure of the controller and trajectory generator of the exoskeleton

شکل 11 دیاگرام ساختار سخت‌افزاری/نرم‌افزاری کنترل کننده و تولید کننده‌ی مسیر ربات اسکلت خارجی

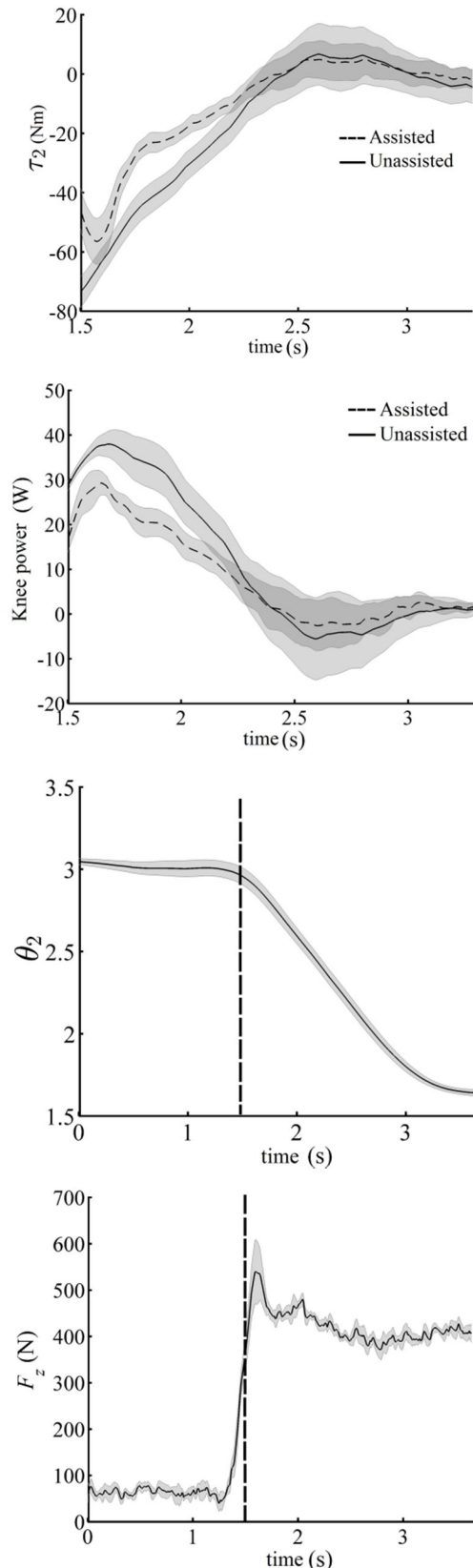


Fig. 13 Graphs of mean and standard deviation of: (a) knee torque; (b) knee power; (c) knee angle; (d) vertical ground reaction force, during the sit-to-stand movement

شکل 13 نمودارهای میانگین و انحراف معیار: (a) گشتاور زانو؛ (b) توان زانو؛ (c) زاویه زانو؛ (d) نیروی عمودی عکس العمل زمین به کف پا در طول حرکت نشسته-به-ایستاده.



Fig. 12 Snapshots of the sit-to-stand movement with the help of the knee exoskeleton

شکل 12 تصاویری از حرکت نشسته-به-ایستاده با کمک ربات اسکلت خارجی

مقدار کمک اعمال شده به فرد به صورت کمی بیان نشده است [21-23]. در میان این مقالات مرجع [23] به درستی مقدار کمک ارائه شده به فرد را بر اساس سیگنال‌های بیولوژیک اندازه‌گیری کرده است. با وجود اینکه مقدار کمک ارائه شده به فرد در مرجع [23] تقریباً برابر مقدار کمک ارائه شده در این مقاله است (تقریباً 30 درصد)، اما در روش پیشنهاد شده توسط آنها نیاز است، در هر بار استفاده، فرد حداقل 3 الی 5 حرکت نشسته-به-ایستاده را بدون کمک ربات و به درستی انجام دهد، تا ربات آموزش داده شود. اما در روش پیشنهاد شده در این مقاله، پس از تهیه کتابخانه مسیرها دیگر نیازی نیست تا در هر بار استفاده، ربات آموزش داده شود.

7- نتیجه‌گیری و پیشنهاد برای کارهای آینده

در این مقاله تولید مسیر و کنترل برای یک ربات اسکلت خارجی زانو انجام گرفت. این ربات با هدف کمک به افراد کم‌توان و برای کمک به حرکت نشسته-به-ایستاده طراحی و ساخته شده است. در مرحله تولید مسیر، یک روش جدید برای پیش‌بینی مسیر نشسته-به-ایستاده پیشنهاد شد. در این راستا، ادعا شده است که با داشتن شرایط اولیه نشستن فرد و یک کتابخانه از مسیرهای نشسته-به-ایستاده، می‌توان مسیر برخاستن فرد را پیش‌بینی کرد. برای این کار از تئوری "مسیرهای بنیادین دینامیکی" استفاده شد. سپس مسیر پیش‌بینی شده، به عنوان مسیر مرجع، به یک کنترل کننده حالت لغزشی داده شد تا ربات را در مسیر پیش‌بینی شده حرکت دهد. مجموعه تولید کننده مسیر و کنترل کننده بر روی ربات به صورت سخت‌افزاری پیاده‌سازی شدند. جزئیات کامل روش پیاده‌سازی سخت‌افزاری، تجهیزات استفاده شده و نحوه ارتباط آنها با یکدیگر، در مقاله شرح داده شدند. دو سری آزمایش برای ارزیابی روش تولید مسیر پیشنهادی و همچنین نحوه عملکرد ربات انجام شدند. در آزمایش سری اول، مسیر حرکت نشسته-به-ایستاده یک فرد به ازای حالت‌های نشستن مختلف در پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی ایران اندازه‌گیری شد.

این داده‌ها به عنوان کتابخانه مسیرها به تولید کننده مسیر داده شد. سپس برای چند شرایط جدید نشستن، مسیرهای جدیدی پیش‌بینی شدند. نتایج نشان دادند که تولید کننده مسیر می‌تواند با دقت خوبی مسیر نشسته-به-ایستاده را بر اساس شرایط نشستن جدید پیش‌بینی کند. در آزمایش سری دوم، برای ارزیابی عملکرد و کارایی ربات اسکلت خارجی مورد نظر، این ربات بر روی یک فرد سالم آزمایش شد. برای این کار از فرد خواسته شد در حالی که ربات را پوشیده است از روی صندلی برخیزد. از او خواسته

- Kieboom, E. Asseldonk, M. C. Carrozza, H. Kooij, A. J. Ijspeert, Oscillator-based walking assistance: a model-free approach, *In International Conference on Rehabilitation Robotics*, Zurich Science City, Switzerland, June 1-6, 2011.
- [5] A. Ude, A. Gams, T. Asfour, J. Morimoto, Task-specific generalization of discrete and periodic dynamic movement primitives, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 26, No. 5, pp. 800-815, 2010.
- [6] C. J. Fallaha, M. Saad, Sliding-mode robot control with exponential reaching law, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 58, No. 2, pp. 600-610, 2011.
- [7] A. B. Schultz, N. Alexander, J. Ashton-Miller, Biomechanical analyses of rising from a chair, *Journal of Biomechanics*, Vol. 25, No. 12, pp.1383-1391, 1992.
- [8] N. B. Alexander, A. B. Schultz, D. N. Warwick, Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics, *Journal of Gerontology*, Vol. 46, No. 3, pp. 91-98, 1991.
- [9] J. Music, R. Kamnik, V. Zanchi, M. Muni, Human body model based inertial measurement of sit-to-stand motion kinematics, *WSEAS Transaction on Systems*, Vol. 7, No. 3, pp. 156-164, 2008.
- [10] F. Amirouche, *Fundamentals of multibody dynamics: theory and applications*, pp. 225-393, Boston: Birkhäuser, 2006.
- [11] A. J. Ijspeert, J. Nakanishi, S. Schaal, Learning rhythmic movements by demonstration using nonlinear oscillators, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Lausanne, Switzerland, Sep. 30-Oct. 4, 2002.
- [12] A. J. Ijspeert, J. Nakanishi, S. Schaal, Movement imitation with nonlinear dynamical systems in humanoid robots, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Washington DC, US, May 11-15, 2002.
- [13] S. Schaal, P. Mohajerin, A. Ijspeert, Dynamics systems vs. optimal control—A unifying view, *Progress in Brain Research*, Vol. 165, No. 1, pp. 425-445, 2007.
- [14] S. Schaal, C. G. Atkeson, Constructive incremental learning from only local information, *Neural Computation*, Vol. 10, No. 8, pp. 2047-2084, 1998.
- [15] R. B. Shepherd, H. P. Koh, Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women, *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 28, No. 2, pp. 79-88, 1996.
- [16] M. M. Khehlani, J. H. Carr, W. J. Crosbie, Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions, *Clinical Biomechanics*, Vol. 14, No. 4, pp. 236-246, 1999.
- [17] M. W. Whittle, Clinical gait analysis: A review, *Human Movement Science*, Vol. 15, No. 3, pp. 369-387, 1996.
- [18] J. J. E. Slotine, W. Li, *Applied Nonlinear Control*, pp. 276-306, New Jersey: Prentice-Hall, 1991.
- [19] M. H. Rahman, M. Saad, J. P. Kenné, P. S. Archambault, Control of an exoskeleton robot arm with sliding mode exponential reaching law, *International Journal of Control, Automation and Systems*, Vol. 11, No. 1, pp.92-104, 2013.
- [20] *NASA-STD-3000 Man-Systems Integration Standards*, Volume I, Section 3, Houston: NASA Johnson Space Center, 1995.
- [21] S. Mefoued, S. Mohammed, Y. Amirat, G. Fried, Sit-to-stand movement assistance using an actuated knee joint orthosis, *4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, Rome, Italy, June 24-28, 2012.
- [22] N. Karavas, A. Ajoudani, N. Tsagarakis, J. Saglia, A. Bicchi, D. Caldwell, Tele-impedance based stiffness and motion augmentation for a knee exoskeleton device, *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Karlsruhe, Germany, May 6-10, 2013.
- [23] A. Gams, T. Petric, T. Debevec, J. Babic, Effects of robotic knee exoskeleton on human energy expenditure, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 60, No. 6, pp. 1636-1644, 2013.

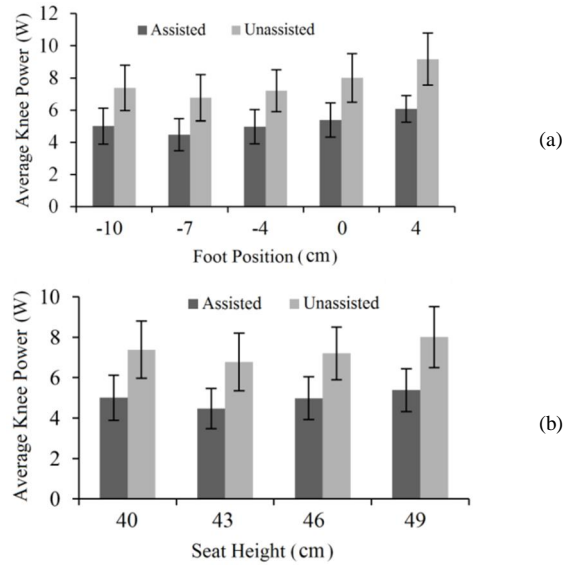


Fig. 14 Average power of knee for the conditions of with / without assistance for: (a) different foot position and (b) different seat height

شکل 14 میانگین کل بازه زمانی توان مفصل زانو برای شرایط کمک‌بدون کمک برای: (a) موقعیت‌های مختلف پا و (b) ارتفاع‌های مختلف صندلی

شد که این حرکت را با شروع از چندین حالت مختلف نشستن انجام دهد. نتایج نشان دادند که با کمک ربات اسکلت خارجی زانو، توان متوسط اعمال شده بوسیله زانوی فرد در حرکت نشست-به-ایستاده، به طور میانگین 30 درصد کاهش می‌یابد. علاوه بر این، نتایج نشان می‌دهد که تولید کننده مسیر و کنترل کننده پیشنهادی در شرایط نشستن متفاوت همچنان عملکرد مناسبی از خود نشان می‌دهد. در نتیجه، مجموعه تولید کننده مسیر و کنترل کننده قادر به کمک موثر به پوشنده ربات در برخوردن از هر حالت نشستنه دلخواه از رو صندلی، می‌باشد. روش تولید مسیر پیشنهاد شده در این مقاله برای مسیرهای غیر متناوب طراحی شده است اما به سادگی می‌توان آن را برای مسیرهای متناوب نیز تعمیم داد. بنابراین به عنوان کار در آینده، پیشنهاد می‌شود پس از تعمیم این روش برای مسیرهای متناوب، از آن برای تولید مسیر حرکت‌های دیگر انسان از جمله راه رفتن، بالا و پایین رفتن از پله و غیره در کنترل ربات‌های اسکلت خارجی کمک-حرکتی استفاده شود.

8- مراجع

- [1] A. Norhafizan, R. A. R. Ghazilla, V. Kasi, Z. Taha, B. Hamid, A review on lower-Limb exoskeleton system for sit to stand, ascending and descending staircase motion, *Applied Mechanics and Materials*, Vol. 541, No. 5, pp. 150-1155, 2014.
- [2] N. Karavas, A. Ajoudani, N. Tsagarakis, J. Saglia, A. Bicchi, D. Caldwell, Tele-impedance based assistive control for a compliant knee exoskeleton, *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 73, No. 1, pp. 78-90, 2015.
- [3] H. K. Kwa, J. H. Noorden, M. Missel, T. Craig, J. E. Pratt, P. D. Neuhaus, Development of the IHMC mobility assist exoskeleton. *In IEEE International Conference of Robotics and Automation ICRA'09*, Kobe, Japan, May 12-17, 2009.
- [4] R. Ronsse, B. Koopman, N. Vitiello, T. Lenzi, S. M. M. Rossi, J.